

DANIEL COLMAN

**ANÁLISE POR IMAGEM INFRAVERMELHA DA TAXA DE
TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM RATOS COM PNEUMOPERITÔNIO
SUBMETIDOS A ANESTESIA INALATÓRIA**

**CURITIBA
2004**

DANIEL COLMAN

**ANÁLISE POR IMAGEM INFRAVERMELHA DA TAXA DE
TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM RATOS COM
PNEUMOPERITÔNIO SUBMETIDOS A ANESTESIA INALATÓRIA**

**Dissertação apresentada como requisito
parcial para obtenção do grau acadêmico
de Mestre ao Programa de Pós-Graduação
em Clínica Cirúrgica.**

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Malafaia

**Co-orientador: Prof. Dr. Marcos Leal
Brioschi**

**Coordenador: Prof. Dr. Jorge Eduardo
Fouto Matias**

**CURITIBA
2004**

Colman, Daniel

Análise por imagem infravermelha da taxa de transferência de calor em ratos com pneumoperitônio submetidos a anestesia inalatória / Daniel Colman. - Curitiba, 2004.

xii, 66f.

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Malafaia.

Co-Orientador: Prof. Dr. Marcos Leal Brioschi.

Dissertação (Mestrado) – Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

1.Pneumoperitônio. 2.Laparoscopia. 3.Ratos Wistar.
4.Termografia. 5. Termometria cutânea. 6. Isoflurano. I.Título.
NLM: WN 205

Dedico este trabalho aos meus pais, Divino Ronaldo e Ester Chomiak, meus eternos incentivadores, a quem devo muito em amor e gratidão.
A meu irmão, Juliano, por sua valiosa amizade.

AGRADECIMENTOS

Expresso estima e agradecimento a todos aqueles que contribuíram com seu tempo, energia, calor, visão, suporte e amizade, para que este estudo se tornasse possível.

Ao Professor **JORGE EDUARDO FOUTO MATIAS**, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da UFPR, pelo apoio, dedicação, paciência, incentivo e principalmente pelos conhecimentos compartilhados no controle da hipotermia per-operatória, e meu muito obrigado pela acolhida neste Curso de Pós-Graduação.

Ao Professor **OSVALDO MALAFAIA** pela dedicação ao honroso mister de orientar este trabalho, respaldando o aluno com paciência, atenção, incentivo e apoio.

Ao Professor **MARCOS LEAL BRIOSCHI** agradeço pela dedicação ao honroso mister de co-orientar este estudo, presente em todas as fases do trabalho, sempre disposto a ensinar os procedimentos de diagnóstico por imagem infravermelha, que já se desponta como um promissor método complementar diagnóstico em Medicina. Devo mencionar também a sua valiosa amizade.

Ao Professor **JOSÉ VIRIATO COELHO VARGAS** do Departamento de Engenharia Mecânica do UFPR, meu primeiro orientador nos estudos termodinâmicos quando eu era estudante de Medicina, por ensinar a enxergar de maneira objetiva as variáveis Físicas que influenciam os resultados Biológicos.

Ao Engenheiro Eletricista **MÁRIO CIMBALISTA JÚNIOR** pelos profundos ensinamentos em Termologia Infravermelha, principalmente em sua experiência em Filmagem Digital Infravermelha.

Ao Dr. **FÁBIO SILVEIRA** pela dedicação, paciência e auxílio em todas as fases deste estudo, além da valiosa amizade.

Ao Professor **DANTON ROCHA R. LOURES** por sua valiosa contribuição aos estudos em imagem infravermelha em perfusão cardíaca.

Ao Professor **ROBERTO MORAES** pela dedicação, paciência e tempo dispensado no auxílio de revisão deste trabalho e pelo compartilhar de informações em cirurgia vídeo-endoscópica (TEM).

Ao Professor **FERNANDO LORENZINI** pela dedicação, paciência e tempo dispensado no auxílio de revisão deste trabalho.

Ao Professor **FRANCISCO MORAES SILVA** pela dedicação, paciência e tempo dispensado no estudo e revisão deste trabalho; e pelo exemplo de grande incentivador da pesquisa e ensino da Medicina Legal, cujos fundamentos são e sempre serão de inestimável valor em minha formação.

Aos Drs. **JÚLIO COELHO, ANTÔNIO LIGOKI CAMPOS, JOSÉ LUIZ GODOY, JORGE EDUARDO FOUTO MATIAS, SILVANIA PIMENTEL, JOSÉ CLEMENTINO ZENI, GUSTAVO SCHULZ, MÔNICA BEATRIZ PAROLIN** e demais membros da equipe de Transplante Hepático do HC-UFPR, pelo constante estímulo à dedicação acadêmica e por trabalharmos com objetivo comum de manutenção da eutermia de nossos pacientes.

Aos Drs. **NEY REGATTIERI NASCIMENTO, MARIA CÉLIA B. FABRICIO de MELO, ELIZABETH MILLA TAMBARA, SÉRGIO BERNARDO TENÓRIO, GIZELDA S. de OLIVEIRA, ANGEL OLIVEIRA ZANETTI, PEDRO PAULO TANAKA, MARIA APARECIDA TANAKA, TELMO GILSON N. GAMBARRA e WALMIR W. PAJEWSKI**, que me conduziram nos primeiros passos do aprendizado em Anestesiologia e que muito ensinaram sobre a importância da manutenção da eutermia intra-operatória.

A todos os residentes da Cirurgia do Digestivo, pelo apoio e incentivo

Ao veterinário **INDALÉCIO M. SUTIL** e laboratorista **JOSÉ MAURÍCIO BARBOSA**, por seus valiosos préstimos no cuidado e seleção dos animais utilizados neste estudo.

"O fogo do Professor não incandesce uma única e particular vela, mas se oferece ao próprio discípulo para que ilumine aquilo que necessita". (NILTON BONDER, in IDICHE KOP, 1995)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE GRÁFICOS	ix
LISTA DE TABELAS	x
RESUMO	xi
ABSTRACT	xii
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	5
3 REVISÃO DA LITERATURA	6
3.1 MONITORAMENTO DA TEMPERATURA CORPÓREA	6
3.2 HIPOTERMIA EM ANESTESIA	6
3.3 HIPOTERMIA EM LAPAROSCOPIA.....	8
4 MATERIAL E MÉTODO	21
4.1 ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO	21
4.2 PROCEDIMENTO ANESTÉSICO	22
4.3 PNEUMOPERITÔNIO	23
4.4 CONDIÇÕES AMBIENTAIS	24
4.5 AQUISIÇÃO DE DADOS	25
4.6 SENSOR TÉRMICO	26
4.7 CALIBRAÇÃO DO SENSOR TÉRMICO	27
4.8 MODELAGEM TERMODINÂMICA	28
4.9 IMAGEM INFRAVERMELHA.....	29
4.10 MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGENS.....	30
4.11 ANÁLISE DAS INCERTEZAS.....	30
4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	31
5 RESULTADOS	32
5.1 INDUÇÃO E MANUTENÇÃO DA ANESTESIA	32

5.2 SEM PNEUMOPERITÔNIO	33
5.3 COM PNEUMOPERITÔNIO	34
5.4 IMAGEM DIGITAL TÉRMICA INFRAVERMELHA.....	35
5.5 DO MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGENS	37
6 DISCUSSÃO	39
6.1 DO MÉTODO DE EXPERIMENTAÇÃO	39
6.1.1 Do Preparo dos Animais	39
6.1.2 Da Temperatura Central	41
6.1.3 Dos Meios de Mensuração	42
6.1.4 Da Temperatura Superficial Mensurada por Imagem Infravermelha	43
6.2 PERDA DE CALOR PELA ANESTESIA.....	44
6.3 TRANSFERÊNCIA DE CALOR PELOS EFEITOS DO PNEUMOPERITÔNIO	47
6.4 NOVOS HORIZONTES	50
7 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – CAVIDADE ABDOMINAL PUNÇIONADA E COM PNEUMOPERITÔNIO INSUFLADO	24
FIGURA 2 – AMBIENTE DE UMIDADE E TEMPERATURA CONTROLADOS	25
FIGURA 3 – SENSOR DE TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA CONECTADO A UM MULTÍMETRO	26
FIGURA 4 – RADIÔMETRO UTILIZADO NA OBTENÇÃO DA FILMAGEM INFRAVERMELHA.....	29
FIGURA 5 – IMAGEM INFRAVERMELHA CUTÂNEA COM TRANSFERÊNCIA HOMOGÊNEA DE CALOR NO SUB-GRUPO SEM PNEUMOPERITÔNIO.....	36
FIGURA 6 – IMAGEM INFRAVERMELHA CUTÂNEA CUTÂNEA COM TRANSFERÊNCIA HETEROGÊNEA DE CALOR NO SUB- GRUPO SEM PNEUMOPERITÔNIO	37
FIGURA 7 – MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGEM DEMONSTRANDO NULIDADE DE GRADIENTE TÉRMICO	38
FIGURA 8 – MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGEM DEMONSTRANDO GRADIENTE TÉRMICO DA REGIÃO ANTERIOR EM RELAÇÃO A POSTERIOR NOS GRUPOS COM PNEUMOPERITÔNIO	38
FIGURA 9 – COMPARTIMENTOS DO PNEUMOPERITÔNIO	46

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA NOS GRUPOS A, B E C DURANTE A MANUTENÇÃO DA ANESTESIA GERAL ...	33
GRÁFICO 2 – TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA NOS GRUPOS A-I, B-I E C-I DURANTE O EXPERIMENTO	34
GRÁFICO 3 – TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA NOS GRUPOS A-II, B-II E C-II DURANTE O EXPERIMENTO	34

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – PESO DOS ANIMAIS	32
TABELA 2 – VARIAÇÃO DE TEMPERATURA E TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR DURANTE A INDUÇÃO E MANUTENÇÃO DA ANESTESIA GERAL	32
TABELA 3 – VARIAÇÃO DE TEMPERATURA CENTRAL E TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR NO SUB-GRUPO SEM PNEUMOPERITÔNIO	33
TABELA 4 – VARIAÇÃO DE TEMPERATURA CENTRAL E TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR NO SUB-GRUPO COM PNEUMOPERITÔNIO	35

RESUMO

O anestesiológista lida com situações inerentes ao ato anestésico e operatório que desenvolvem alteração do equilíbrio da temperatura. O objetivo deste estudo foi quantificar e qualificar os fenômenos de redistribuição térmica em ratos submetidos a pneumoperitônio sob efeito de diferentes anestésicos inalatórios utilizados comumente em anestesia geral. Sessenta ratos foram submetidos à anestesia inalatória, distribuídos: A) halotano (n=20); B) isoflurano (n=20) e, C) sevoflurano (n=20). Para cada grupo, houve divisão em outros dois sub-grupos: I- sem pneumoperitônio e II- com pneumoperitônio de 15 mmHg. A análise termodinâmica foi realizada de duas formas: mensuração da temperatura central esofágica por um termistor de alta sensibilidade e pelo mapeamento das temperaturas da superfície cutânea do animal, verificada por imageamento infravermelho (AGEMA 550). A análise multivariada (ANOVA) e a análise de incertezas foram utilizadas, respectivamente, para interpretação dos resultados numéricos e expressão das curvas de temperatura. Resultados: não houve diferença significativa em relação ao comportamento térmico durante a indução da anestesia geral entre os grupos A,B e C e durante o experimento sem pneumoperitônio, no sub-grupo I. A imagem infravermelha demonstrou transferência homogênea de calor em relação aos animais do sub-grupo I. Em relação ao sub-grupo I. Em relação ao sub-grupo II, com pneumoperitônio, a imagem infravermelha demonstrou alterações na distribuição térmica, documentando concentração de maior temperatura na região anterior do rato, em relação a região posterior, havendo significativa diferença do grupo B-II e relação ao A-II e C-II, Conclusão: Os efeitos dos pneumoperitônio foram documentado com padrão de distribuição térmica diferente em relação aos animais sem pneumoperitônio. O uso do isoflurano determinou maior taxa de transferência de calor em ratos sob pneumoperitônio em ambiente térmico mais frio que a temperatura central do rato.

Palavras chave: Laparoscopia; Termografia; Ratos wistar; Isoflurano;
Pneumoperitônio; Imagem Infravermelha

ABSTRACT

The anesthesiology involves the handling of situations inherent to anesthetic and surgical procedures which lead to patients thermal unbalance, with noxious physiological effects. This study aimed at qualifying and quantifying thermal redistribution in rats subjected to pneumoperitoneum, during inhalation general anesthesia. The study involved sixty male rats, submitted to inhalation anesthesia, which were distributed in three groups: A) halothane; B) isoflurane; C) sevoflurane. Each group was divided in subgroups: I) without pneumoperitoneum and II) with pneumoperitoneum (15 mmHg). The core temperature was measured by high precision esophageic thermistor YSI 44004. The skin temperature was measured by high resolution infrared thermography (AGEMA 550). The results were analyzed by the ANOVA variance analysis and by the TUKEY parametric tests. Results: There have been no significant differences in the thermal profile (initial temperature; final temperature) and heat loss (Watts) among the three halogenate (groups A, B and C) agents during the first 10 minutes (anesthetic induction) and during the experiment with pneumoperitoneum, subgroup I. The infrared images have shown homogeneous skin heat loss during the whole experiment in subgroup I. In subgroup II, with pneumoperitoneum, infrared images have shown heterogeneous heat loss, with areas of less (anterior) or more (posterior) heat loss. In the subgroup II there was similar behavior between group A-I and group C-II. Group B-II had a significantly higher heat loss. Conclusions: Thermal distribution was morphologic different between group I (without pneumoperitoneum) and group II (with pneumoperitoneum). The group B-II (isoflurane with pneumoperitoneum) had a significantly higher heat loss.

Key Words: Laparoscopy; Thermography; Wistar rats; Isoflurane; Pneumoperitoneum; Infrared Image

1 INTRODUÇÃO

Em 1991, OTT introduziu o conceito de hipotermia em laparoscopia, que ocorre em seres humanos, identificando queda de $0,3^{\circ}\text{C}$ na temperatura central a cada 50 litros de dióxido de carbono insuflado na cavidade abdominal. Retrospectivamente, casos de diminuição da temperatura central, durante laparoscopia, foram correlacionados com o volume de CO_2 insuflado na cavidade para manutenção do pneumoperitônio e o tempo cirúrgico prolongado.

A hipotermia per-operatória, geralmente moderada ($34\text{-}35^{\circ}\text{C}$), é habitual quando não são aplicados métodos preventivos. Sua principal causa é um desequilíbrio no balanço calórico que se produz em consequência da administração de anestésicos, conforme CAMUS et al, 1999.

Os animais homeotérmicos (aves e mamíferos) mantêm constante sua temperatura central pelo metabolismo basal associado a outros mecanismos de defesa, principalmente, o tônus vasomotor. A temperatura interna, ao redor dos 37°C , dos principais órgãos se mantém constante e varia ao redor de alguns décimos de graus durante as 24 horas, no homem (SESSLER, LEE & McGUIRE, 1991). A fisiologia da termorregulação depende de um sistema que funciona como um mecanismo de retrocontrole composto de um sistema de aferências a um centro regulador, o qual desencadeia respostas apropriadas por meio de vias eferentes.

A manutenção da temperatura central ocorre em condições normais por um metabolismo basal baixo complementado pelo tônus vasomotor, pelo tremor termogênico e pela sudorese (LITTLE, 1985). No homem, uma pequena variação na temperatura central ($0,2^{\circ}\text{C}$ para vasoconstricção e sudorese; $0,6^{\circ}\text{C}$ para calafrios e sudorese) é capaz de desencadear resposta termorregulatória ao frio ou ao calor.

O tônus vasomotor determina os estados de vasodilatação e de vasoconstricção, sendo responsável pelo controle do aporte de fluxo sanguíneo que flui para a vasculatura sub-cutânea. Há facilitação das trocas de calor central (sangue aquecido) com o meio ambiente, quanto maior for o aporte de fluxo sanguíneo para a vasculatura sub-cutânea, ou seja, a vasodilatação (SESSLER et al, 1991). O contrário também ocorre, denominando-se vasoconstricção (SESSLER et al, 1990).

O tremor termogênico é responsável diretamente pelo aumento nas taxas de metabolismo, com conseqüente consumo de oxigênio e produção de energia calorífica (LOPEZ et al, 1994). A sudorese é a resposta fisiológica da eliminação de suor na superfície cutânea que favorece a evaporação por correntes de convecção atmosféricas. Tal mecanismo é muito eficiente para diminuir a temperatura central, dado o alto valor do calor latente de evaporação da água (BISSONNETTE et al, 1994).

O conjunto de respostas fisiológicas descritas acima mantém o equilíbrio térmico do organismo. Diversos autores concordam que a anestesia geral atua diretamente nos mecanismos de termorregulatórios descritos anteriormente, agindo diretamente em diversas áreas centrais como o hipotálamo, septo interventricular e formação reticular. Não obstante, age também na periferia, promovendo vasodilatação e aumento das trocas térmicas com o ambiente.

A anestesia geral influencia os patamares da variação de temperatura central em que se ativam as respostas termorreguladoras. Alteram a produção e a perda de calor e sua distribuição no organismo. O patamar da resposta reativa de vasoconstricção ao frio está diminuído com a associação de fentanil-óxido nitroso com halotano (SESSLER, OLOFSSON & RUBINSTEIN, 1988; SESSLER, OLOFSON, RUBINSTEIN, BEEBE, 1988), se observando, também, com outros anestésicos estudados: isoflurano, desflurano, propofol e alfentanil, conforme SESSLER, 1997.

Tanto a anestesia geral, quando a instalação do pneumoperitônio, durante a laparoscopia, alteram a termorregulação.

Em 2004, BRIOSCHI correlacionou a ocorrência da perda de calor com o aumento da pressão intra-abdominal, em um modelo termodinâmico experimental em ratos, utilizando de métodos de filmagem infra-vermelha. Demonstrou que um dos efeitos do pneumoperitônio é a vasodilatação por estase venosa, principalmente em região posterior dos ratos, sendo o principal fator envolvido na gênese da hipotermia.

TORRES et al, em 1995, refere a hipotermia como complicação da cirurgia laparoscópica, ressaltando a recomendação de se monitorar a temperatura central (por exemplo, a esofágica) relacionando-se com o gradiente de temperatura intra-abdominal, de modo a acompanhar o processo de equilíbrio térmico. O mesmo autor recomenda o uso de agentes inalatórios anestésicos halogenados para manutenção da

anestesia (isoflurano e sevoflurano) considerando-se a estabilidade hemodinâmica, do débito e do ritmo cardíaco, durante a anestesia para cirurgia laparoscópica. O uso do halotano não foi recomendado devido a sua menor margem de segurança em relação a arritmias cardíacas em presença de catecolaminas, uma vez que o pneumoperitônio em laparoscopias pode aumentar seus níveis séricos.

O isoflurano mantém o débito cardíaco e produz vasodilatação intensa, com redução acentuada da resistência vascular periférica, o que resulta em hipotensão. A ausência de efeito inotrópico negativo e pequeno potencial disritmogênico faz com que este seja um dos agentes anestésicos inalatórios mais recomendados para laparoscopia.

A pressão arterial sistêmica tende a diminuir em relação direta com a profundidade da anestesia (STEVENS; CROMWEL; HALSY, 1971), assim como, a intensidade das respostas termorreguladoras. A vasoconstrição ao frio é diminuída com uso de desflurano em concentração de 6% a ponto da temperatura central do paciente variar de acordo com a do meio ambiente (ANNADATA et al, 1995).

Apesar dos efeitos vasomotores e hemodinâmicos dos agentes anestésicos halogenados terem sido extensamente estudados, há pouca menção da influência deles na redistribuição central de calor em laparoscopia.

É indispensável modelar a comportamento térmico do pneumoperitônio de modo a encontrar maneiras de se minimizar as perdas térmicas e especialmente o discernimento dos fatores envolvidos na gênese da hipotermia em laparoscopias.

MORLEY-FORSTER em 1986 definiram hipotermia como diminuição da temperatura central menor ou igual a 36°C, ocorrendo em torno de 60% dos pacientes submetidos a laparotomia.

A hipotermia, quando grave (temperatura central <32°C) pode ser responsável por diversas complicações: coagulopatia (MICHELSON, MACGRAGOR, BARNARD et al, 1994), acarretando em maior perda de volume de sangue e consequentemente maior número de transfusões (SCHMIED, 1996); isquemia miocárdica (FRANK, BEATTIE, CHIRSTOPHERSON, NORRIS, PERLER, WILLIAMS, 1993); maior incidência de infecções pós-cirúrgicas com maior tempo de internamento (KURZ, SESSLER, LENHARDT, 1996).

FELICIANO, MATTOX, JORDAN (1981) & KASHUK, MOORE, MILLIKAN (1982) definiram tríade letal per-operatória constituída pela hipotermia, coagulopatia e acidose metabólica.

A quantificação da transferência de calor central em animais submetidos a pneumoperitônio e anestesiados com diferentes agentes inalatórios, poderá servir como referencial para se encontrar meios mais adequados de prevenção de complicações, especialmente as relacionadas com a hipotermia.

2 OBJETIVOS

O presente estudo tem por finalidade verificar os efeitos na taxa de transferência de calor em ratos :

1 – Sem pneumoperitônio durante a indução e manutenção de anestesia geral com halotano, isoflurano e sevoflurano.

2 – Com pneumoperitônio durante manutenção de anestesia geral com halotano, isoflurano e sevoflurano.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 MONITORAMENTO DA TEMPERATURA CORPÓREA

A alteração da temperatura corporal é descrita desde o tempo de HIPÓCRATES há 400 a.C.

O cirurgião inglês JOHN HUNTER (1776), introduziu as medidas de temperatura do corpo humano e foi o primeiro a descrever o uso clínico de um termômetro de mercúrio colocado sob a língua.

WUNDERLICH (1871), citado por SOLSONA (1978), realizou um estudo avaliando 25.000 pacientes em mais de um milhão de medidas de temperatura. Desde esta época, a temperatura corporal é um dos sinais vitais mais rotineiramente medidos em pacientes hospitalizados (SOLSONA; MARTINEZ-COMIN; MARTINEZ-COMIN, 1978).

MC DOWELL, citado por MEADE (1968), realizou a primeira laparotomia sob anestesia geral em 1809. SILVA & LIMA, citado por ANDRADE (1907), realizou-a, no Brasil, pela primeira vez em 1859.

Somente em 1895 Harvey CUSHING, citado por LONG (1999), iniciou a monitorização da temperatura como parte do registro em anestesia. Desde então, a mensuração da temperatura tem permanecido como parte importante dos cuidados operatórios.

3.2 HIPOTERMIA EM ANESTESIA

Os primeiros estudos demonstravam queda de temperatura associada à diminuição do metabolismo energético em pacientes submetidos a anestesia geral.

MORLEY (1903) publicou os primeiros trabalhos relacionando a redução do consumo de energia e da necessidade de metabolismo de oxigênio devido a imobilidade do doente anestesiado.

DAVIS (1903), atribuiu a diminuição da temperatura corporal aos efeitos dos narcóticos utilizados em anestesia. KROGH (1916), citado por MARTIN (1930), demonstrou a diminuição do metabolismo oxidativo ao se eliminar calafrio com uso de agentes curarizantes.

O fenômeno de redistribuição de calor é relacionado com indução de anestesia geral por mecanismo fisiológico de vasodilatação cutânea e inibição da termogênese. (SHANKS, 1975; HALL, 1978; HOLDCROFT, HALL & COOPER, 1979; IMRIE & HALL, 1990; KULKANI, WEBSTER & CARLI, 1995; MATSUKAWA et al, 1995; SESSLER et al, 1996; PLATTNER et al, 1997; DEAKIN, 1998; SESSLER & SESSLER, 1998). A alteração microcirculatória ocasionada pela vasodilatação facilita as trocas capilares de calor com o meio ambiente .

Existem outros fenômenos físicos, em pacientes imóveis pela anestesia geral, que contribuem para a perda de calor.

A pele perde calor metabólico por radiação e convecção devido ao fenômeno da vasodilatação cutânea induzido pela anestesia geral.

A superfície corporal irradia calor para o meio ambiente através de ondas eletromagnéticas infra-vermelhas, de intensidade diretamente relacionada com o gradiente de temperatura corporal-meio ambiente, conforme ANBAR (1994).

A corrente de ar ocorrida pela movimentação de pessoas na sala cirúrgica (GREGORY et al, 1991), ou aquela produzida por um condicionador de ar (SCOTT, 1970), aumentam as perdas por convecção em paciente exposto e anestesiado.

Ocorre pequena troca térmica quando o ar seco e frio é inalado e depois exalado quente e úmido, por exemplo, na assistência em ventilação mecânica. (CLARK, 1954; COOPER et al, 1964; MORRIS, 1971; BICKLER & SESSLER, 1990).

O mecanismo de condução é a transferência direta de energia térmica. Pode ocorrer durante o contato do paciente com a mesa cirúrgica fria e de metal ou quando deitado em campos cirúrgicos saturados de sangue ou de outros líquidos (GREGORY et al, 1991; BURCH, DENTON & NOBLE, 1997).

A troca de calor do sangue com a infusão intra-venosa de líquidos não aquecidos (soluções cristalóides ou derivados de sangue) também se procede via

condução (BOYAN & HAWLAND, 1961; HAMBLIN & STEPHEN, 1968; GREGORY et al,1991).

A evaporação é um dos mais eficientes mecanismos de transferência de calor.

Soluções voláteis utilizadas em antisepsia da parede abdominal contribuem para a perda de calor por evaporação (SESSLER et al,1993).

Menos óbvio, porém mais importante, é o calor perdido quando a umidade se evapora das superfícies viscerais e serosas, expostas às correntes convectivas de um fluido, como a ar atmosférico, durante a laparotomia e laparoscopia (NICOLETTI et al, 1963; ROE et al,1966; WARNER & HAMILTON, 1967; DYDE & LUNN, 1970). Tal fenômeno é diretamente proporcional ao tempo e o grau de tecido exposto (BRIOSCHI, 2000).

A perda de temperatura pela superfície peritoneal é descrita desde os primórdios das laparotomias, conforme estudos de ANDRADE (1907), LAHEY (1953), CLARK (1954), ROE et al (1966).

BURCH; DENTON; NOBLE (1997) demonstraram que a evaporação durante a laparotomia é um dos principais fatores no desenvolvimento de hipotermia em pacientes traumatizados com lesões graves. Os autores desenvolveram um modelo de quantificação de perda total de calor a partir da cavidade peritoneal exposta com o intestino eviscerado. Concluíram que é praticamente impossível atingir normotermia enquanto a cavidade abdominal estiver aberta e, assim, fundamentaram as bases fisiológicas para a laparotomia abreviada.

3.3 HIPOTERMIA EM LAPAROSCOPIA

Apesar da diminuição da temperatura pela superfície peritoneal ser descrita desde os primórdios das laparotomias (ANDRADE, 1907; LAHEY, 1953; CLARK,1954; ROE et al, 1966), e também em laparoscopia, por exposição do intestino às correntes de convecção, induzidas pelo pneumoperitônio (OTT, 1991; SEITZINGER & DUDGEON, 1993), a quantificação da taxa de calor transferido por

unidade de superfície peritoneal exposta nos pacientes anestesiados submetidos a operações abdominais é pouco relatada (ROE, 1971; ENGLISH et al, 1991).

Mesmo existindo cirurgia endoscópica por mais de 150 anos, a preocupação com os mecanismos envolvidos na hipotermia em laparoscopia é recente (OTT, 1991).

O primeiro relato do uso de laparoscopia foi em 1805 por BOZZINI, que tentou visualizar a bexiga de uma mulher com uma cânula uretral de duplo lúmen, um espelho refletivo e uma vela (BOZZINI, 1806). O autor foi punido pela faculdade médica de Viena devido a interpretação de agressividade do ato, na época.

Pouco foi realizado para o avanço da técnica de cirurgia endoscópica até 1843, quando DESORMEAUX, citado em GUNNING (1974), inventou o primeiro endoscópio, usando lâmpada de querosene e um espelho concentrador de feixes de luz. Embora nunca tenha operado seres humanos, DESORMEAUX é considerado o pai da endoscopia.

BRUCK, um dentista, introduziu a iluminação elétrica em endoscopia tendo como método uma alça platinada aquecida por corrente elétrica, citado por BELT (1936).

KELLING (1901, 1902, 1910), procedente de Dresden, criou o termo “celioscópio” para descrever a técnica em que usou um cistoscópio para examinar a cavidade abdominal de cachorros. Os resultados desta pesquisa foram apresentados no Encontro da Sociedade Médica e de Biologia da Alemanha, Hamburgo, em 1901.

O mesmo autor usou ar filtrado para criar pneumoperitônio com o objetivo de tamponar hemorragias intra-abdominais (gravidez ectópica, úlceras sangrantes, pancreatites). O propósito do celioscópio era estabelecer os efeitos do pneumoperitônio como um método de hemostasia e não endoscópico, mas seus estudos não tiveram supedâneo técnico-científico. A técnica de coibir sangramento intra-abdominal com insuflação de fluido com alta pressão intra-cavitária foi chamada de “*luft-tamponade*” ou tamponamento com ar.

Na verdade, KELLING apresentou o seu celioscópio como método endoscópico, introduzindo seu nome na história da Medicina.

Em 1991, OTT, introduziu o conceito de hipotermia laparoscópica em seres humanos. Identificou queda de 0,3°C na temperatura central a cada 50 litros de

dióxido de carbono insuflados na cavidade abdominal. Realizou um estudo retrospectivo correlacionando hipotermia com quantidade de CO₂ insuflada e a duração do tempo cirúrgico.

O mesmo autor recomendou o uso de gás carbônico aquecido na prevenção da hipotermia. Comparou um grupo de 20 pacientes submetidos a procedimentos laparoscópicos com insuflação de gás carbônico aquecido a 30-35°C com outro grupo de 20 pacientes em que o gás utilizado no pneumoperitônio não estava aquecido, concluindo que o primeiro grupo apresentou menores índices de complicações e estabilidade térmica.

ROSE; COHEN; SOUTER (1992), documentaram consideráveis benefícios pós-operatórios em 101 pacientes submetidos a colecistectomia laparoscópica em relação aos submetidos a laparotomia. Relataram, por ocasião dos cuidados na unidade de recuperação pós-anestésica, incidência de 31,4 % de hipotermia nos pacientes submetidos a laparotomia e nenhuma ocorrência de hipotermia registrada nos submetidos a laparoscopia. Relatam maiores índices de hipotensão intra-operatória nos pacientes em que foi insuflado pneumoperitônio.

MONAGLE; BRADFIELD; NOTTLE (1993) estudaram os efeitos da insuflação do pneumoperitônio e sua relação com a temperatura retal e com o volume expirado de CO₂. Selecionaram pacientes em estado físico I e II, segundo os critérios da Sociedade Americana de Anestesiologia (ASA). Concluíram, após a insuflação do pneumoperitônio, que houve diminuição estatística, mas não clinicamente importante, da temperatura retal (que oscilou de 36,4±0,46°C para 36,2±0,35°C). O volume expirado de CO₂ apresentou aumento estatisticamente significativo de 32,3±3,8 para 38,9±6,0 mmHg. Os autores interpretaram que estes achados merecem mais investigações, principalmente em procedimentos de longa duração e em pacientes com comorbidades mais graves.

SEITZINGER & DUDGEON (1993), realizaram estudo retrospectivo em pacientes submetidos a procedimentos laparoscópicos de duração de três a seis horas e compararam métodos de aquecimento utilizados no pós-operatório. Observaram declínio importante na temperatura central de 36,1°C para 33,3°C ao fim do procedimento cirúrgico.

Os mesmos autores aferiram o tempo de recuperação da temperatura central na unidade de recuperação pós-anestésica imediata, sendo, em média, quatro a seis horas para o grupo que usou cobertores e almofadas térmicas (K-pad); uma hora para aqueles em que foram utilizados fluidos aquecidos (intravenoso e irrigação intracavitária) em associação com a almofada térmica. O meio mais eficiente de se aquecer os pacientes hipotérmicos foi o uso do ar quente sob pressão (*Bair Hugger*).

SEMM et al (1994), desenvolveram um sistema de aquecimento de gás carbônico a 37°C (*Flowtherme, WISAP*) visando impedir hipotermia intra-operatória (temperatura intra-abdominal abaixo de 28°C e retal inferior a 34°C) e taquicardia. Segundo os autores, o aquecimento do gás a ser insuflado é eficiente na diminuição da incidência de dor pós-operatória.

MANSVELT et al (1995), também preconizaram o uso de fluido aquecido na insuflação do pneumoperitônio.

KORELL et al (1996), em um estudo prospectivo com 103 pacientes do sexo feminino, corroboraram que a insuflação de gás aquecido durante a laparoscopia tem grande influência na diminuição da incidência de dor pós-operatória em regiões de ombro e subfrênica.

MÄKINEN (1997), avaliou a transferência de calor tanto em laparotomias quanto em laparoscopias, ressaltando o rápido aumento da temperatura nas porções distais das extremidades e diminuição da temperatura central imediatamente após a indução da anestesia geral.

CASTILLO et al (1997), doutrinaram que durante a cirurgia laparoscópica (mesmo a cavidade não estando exposta ao ar atmosférico da sala cirúrgica) ocorre diminuição da temperatura central mais acentuada que em laparotomia, devido aos efeitos do CO₂ insuflado a 4°C.

Os mesmos autores esclarecem que foi realizada anestesia geral intra-venosa total com propofol, pancurônio e fentanil em 50 pacientes distribuídos em dois grupos com igual número de participantes. Comparou-se a colecistectomia por laparoscopia e a por laparotomia em relação a alterações na temperatura central, monitorada com um termômetro esofágico em intervalos regulares de 10 minutos. A média de tempo na realização do procedimento cirúrgico foi 80 minutos. A temperatura central diminuiu

significativamente de $0,43 \pm 0,04^{\circ}\text{C}$ no grupo submetido a laparoscopia em relação ao submetido a laparotomia ($0,20 \pm 0,03^{\circ}\text{C}$), no mesmo período de tempo. O declínio de temperatura central foi $0,4^{\circ}\text{C}$ para cada 50 litros de gás insuflados na cavidade abdominal.

MOORE e cols.(1997) concluíram que a hipotermia é extremamente comum em cirurgia laparoscópica e é relacionada ao tempo de anestesia e ao uso de irrigação da cavidade abdominal com fluido a temperatura ambiente. Um estudo prospectivo e randomizado foi realizado com a participação de 35 mulheres submetidas a laparoscopia sob anestesia geral. O parâmetro de divisão dos grupos utilizado consistia no tipo de irrigação da cavidade abdominal: fluido com temperatura ambiente ou aquecido a 39°C . Os dados fisiológicos mensurados foram: temperatura esofágica e timpânica. Ocorreu diminuição da temperatura central em 94% das pacientes, sendo a média da perda de calor central estatisticamente significativa maior no grupo que recebeu a irrigação com fluido a temperatura ambiente ($-1,7 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$) em relação ao que recebeu fluido aquecido ($-1,0 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$).

Conforme os mesmos autores, mesmo tendo a água potencial condutivo 32 vezes maior que o do gás carbônico, o uso da solução aquecida não eliminou totalmente a queda na temperatura central.

Por meio de um estudo prospectivo, randomizado, cego e multicêntrico, OTT et al (1998), concluíram que insuflação intra-abdominal de gás carbônico aquecido, umidificado e filtrado é efetivo na redução da incidência de hipotermia intra-operatória. Referiu, dentre outros benefícios, à diminuição do tempo de recuperação anestésica e redução da dor pós-operatória.

BACKLUND et al (1998) assentaram que a insuflação de gás aquecido poderia ser benéfica em pacientes com função renal limítrofe por mecanismo de vasodilatação local provocada nos rins. Vinte e seis pacientes submetidos a laparoscopia prolongada, superior a 90 minutos, foram randomicamente alocados em dois grupos de acordo com a temperatura do gás insuflado na realização do pneumoperitônio: a 37°C e a temperatura ambiente.

Foram estudados temperatura central e variáveis hemodinâmicas. A temperatura central, o índice cardíaco e o débito urinário foram estatisticamente

maiores para o grupo aquecido ($2,3 \pm 1,6 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{h}^{-1}$) em relação ao grupo com insuflação fria ($0,9 \pm 0,7 \text{ ml.Kg}^{-1}.\text{h}^{-1}$). Dois dos 13 pacientes do grupo aquecido e 11 dos 13 pacientes com pneumoperitônio frio necessitaram de manitol para manter diurese adequada.

GREENE (1998), em revisão sobre os efeitos do pneumoperitônio, em pacientes oncológicos, postulou melhor preservação da imunidade com o procedimento laparoscópico em relação ao aberto. Fez ressalvas para possíveis complicações do pneumoperitônio em cirurgia laparoscópica como: hipotermia, alterações hemodinâmicas, hipercoagulabilidade associada a trombose venosa profunda.

HOLLAND & FORD (1998) constataram tendência maior de perda de calor em crianças submetidas a piloromiotomia laparoscópica (em média, $-0,69^{\circ}\text{C}$) em relação às submetidas ao procedimento aberto (em média, $-0,47^{\circ}\text{C}$). A amostra era pequena e não houve diferença estatística.

KOIVUSALO et al (1998), demonstraram os benefícios da laparoscopia sem pneumoperitônio (retração da parede abdominal) na prevenção de hipotermia. Foram comparados 26 pacientes randomizados submetidos a colecistectomia. O grupo com retração da parede abdominal obteve parâmetros hemodinâmicos mais estáveis e melhor função pulmonar, assim como maior débito urinário em relação ao grupo com insuflação convencional. Os autores recomendaram o método sem pneumoperitônio em operações laparoscópicas, especialmente em pacientes com função renal e cárdio-respiratória alteradas.

JACOBS et al (1999), em estudo prospectivo e não randomizado, avaliaram a temperatura do CO_2 insuflado, a intra-abdominal e a do reto em uma variedade de procedimentos laparoscópios e pelvoscópicos comuns em 62 pacientes. Os autores utilizaram diferentes insufladores e outros equipamentos para manutenção da temperatura corporal. Durante a insuflação, a temperatura do gás intra-abdominal diminuiu até $27,7^{\circ}\text{C}$ (média inicial de $32,7^{\circ}\text{C}$) sendo diretamente proporcional ao tempo de operação (23 minutos a 5 horas) ao fluxo de gás (acima de $20 \text{ litros.min}^{-1}$) e ao vazamento. Devido a efetividade do sistema de aquecimento, não houve diferença estatística entre a temperatura retal inicial e final. Os autores concluíram que a

temperatura do gás intra-abdominal é variável importante na determinação de hipotermia, que potencialmente pode estar associada às complicações. Limitar o fluxo e o vazamento do gás é fator considerável na prevenção da perda de calor em cirurgia. Os autores advertem e sugerem que em operações laparoscópicas demoradas a hipotermia deve ser prevenida com o aquecimento e umidificação apropriada do gás.

PUTTICK et al (1999), corroboram que o resfriamento intra-operatório poderia ser controlado com insuflação de gás aquecido, mesmo em procedimentos de curta duração. Realizaram um trabalho randomizado em 32 pacientes submetidos a colecistectomia laparoscópica de curta duração (média de 32 minutos). Documentaram redução média de 0,42°C na temperatura central do grupo submetido a pneumoperitônio com gás não aquecido e nenhuma alteração digna de nota, no grupo com pneumoperitônio aquecido. Foram encontradas maiores quantidades estatisticamente significativas de citocinas (fator de necrose tumoral, interleucina 1 beta e interleucina 6) no grupo submetido a pneumoperitônio sem aquecimento, em relação ao grupo aquecido. Não houve diferença na pontuação das escalas de dor pós-operatória ou no consumo de analgésicos entre os grupos.

FUJIMOTO et al (1999), atribuíram rápida insuflação de CO₂ com complicação de diminuição da temperatura (hipotermia), numa incidência de quatro casos, em um total de 65 neonatos operados. Foi assentada menor agressividade cirúrgica da laparoscopia em relação à laparotomia porque a produção de interleucinas é menor durante a laparoscopia. Não houve, neste relato, depressão cardíaca relacionada à pressão do pneumoperitônio mais elevada. Os autores consideraram segura a realização de laparoscopia, mesmo em neonatos.

GRAY et al (1999), defenderam o conceito de hipotermia em laparoscopia por meio de um modelo teórico que considerava a condutividade térmica e os efeitos da transferência de massa e fluxo de calor em tecidos e materiais sintéticos. Os autores utilizaram um termopar que mensurava 15 pontos térmicos por segundo e encontraram resfriamento de 10 a 25 graus por segundo dependentes do fluxo e do calibre do portal de entrada do gás. Não houve correlação do peso dos tecidos nem da geometria de orifício de saída do portal com a taxa de transferência de calor obtidas neste experimento. Esta rápida queda de temperatura de estendia por 2 cm² de diâmetro. O

resfriamento é dependente da falta de vapor de água no gás, rotineiramente utilizado durante a laparoscopia, sendo o aquecimento e umidificação do gás uma condição fisiológica que ameniza a hipotermia e o ressecamento do tecido.

Apesar do grande número envolvendo hipotermia em laparoscopia, existem contestações em relação a este assunto.

CHEN et al (1995), relataram um caso de reparo de aneurisma aórtico abdominal assistido por laparoscopia com resultados benéficos, no sentido de prevenir hipotermia, melhorar a visualização da área a ser operada, e menor manipulação das alças intestinais, resultando em menor trauma cirúrgico.

HANN et al (1997), estudaram 27 porcos submetidos a hemicolectomia laparoscópica e outros seis por laparotomia. Comparando os parâmetros ventilatórios, cardiovasculares, gasométricos arteriais e temperatura central, concluíram ser essencial a monitorização do CO₂ expirado e relataram melhor conservação da temperatura no grupo laparoscopia em relação ao grupo submetido a cirurgia aberta.

MÄKINEN (1997), concluiu que a técnica laparoscópica com insuflação de gás carbônico não influenciava mudanças na temperatura corporal quando comparado com laparotomia. Sua técnica consistia de mensuração de três pontos de temperatura central e seis de temperatura cutânea em 40 pacientes submetidos a colecistectomia aberta ou vídeo-laparoscópica com insuflação de CO₂ não aquecido. Mantiveram-se as mesmas condições anestésicas em todos os pacientes. Durante a primeira hora, a temperatura central declinou aproximadamente 0,7°C, e as cutâneas, aumentaram 7°C, em ambos os grupos. Ao final do procedimento cirúrgico o autor arrematou que o balanço térmico foi semelhante em ambas as técnicas cirúrgicas.

FIGUEREDO & CANOSA (1997) demonstraram que não houve diferença da temperatura média corporal e nem da reserva térmica total em mulheres submetidas a colecistectomia convencional ou laparoscópica. A temperatura média corporal foi obtida por cálculos, levando em consideração a temperatura esofágica e mais quatro pontos de temperatura cutânea, monitorados a partir da indução até o encaminhamento do paciente a unidade de cuidados pós-anestésicos imediato. A média de tempo cirúrgico foi 74±21 minutos para o grupo aberto e 94±16 minutos para o grupo laparoscópico. Concluíram que a diminuição na reserva térmica foi, respectivamente,

para os grupos laparoscópico e aberto: 54,9 kJ e 40,9kJ. O declínio da temperatura média corporal após 60 minutos de intervenção e após chegar a unidade de cuidados pós-anestésicos foi, respectivamente, no grupo laparoscópico de 0,13°C e 0,66°C e no grupo aberto, respectivamente, 0,17°C e 0,49°C.

GOLDBERG & MAURER (1997), compararam 57 pacientes randomizados submetidos a procedimentos laparoscópicos, com e sem pneumoperitônio (retração da cavidade abdominal). Não houve diferença entre os grupos quanto a diminuição de temperatura central. Não foram significativas as diferenças de pressão sistólica, frequência cardíaca, pontuação nas escalas de dor pós-operatória, uso de analgésicos ou anti-eméticos, tempo de alta hospitalar ou de retorno às atividades em ambos os grupos. Porém, houve diferença estatística em relação à menor pressão diastólica e menores índices de alterações ventilatórias no grupo sem pneumoperitônio.

NELSKYLA et al (1999), avaliaram o aquecimento do CO₂ insuflado na cavidade abdominal de mulheres submetidas a histerectomia laparoscópica em dois grupos randomizados: insuflação de gás aquecido a 37°C (n=18) e a temperatura de 24°C (n=19). A anestesia foi induzida com propofol e mantida com sevoflurano com mistura ar/oxigênio. Monitorizou-se a temperatura timpânica durante todo o procedimento e a nasofaríngea somente durante a operação. Houve decréscimo médio na temperatura timpânica de 0,7°C, para o grupo com pneumoperitônio aquecido a 37°C, e 0,3°C, para o grupo com gás a temperatura a 24°C, enquanto que, na temperatura nasofaríngea, esta diminuição correspondeu, respectivamente, a 0,3°C e 0,1°C entre os grupos. Os autores concluíram que o aquecimento do gás insuflado não previne a queda de temperatura corporal em histerectomias laparoscópicas.

LUCK et al (1999), compararam as mudanças térmicas em pacientes submetidos a operações colo-retais por laparotomia e laparoscopia. Sessenta pacientes, divididos em grupo laparoscópico (n=33) e outro laparotomia (n=27), tiveram monitoramento da temperatura esofágica a cada 15 minutos. O tipo de acesso cirúrgico (aberto ou laparoscópico) não causou diferença na incidência de hipotermia. A utilização de aquecimento com fluxo de ar produziu menor queda da temperatura durante a operação laparoscópica, mas não foi significativo estatisticamente.

STEWART et al (1999), compararam o grau de hipotermia em pacientes submetidos à ressecção colônica por laparotomia e por laparoscopia, utilizando-se de um protocolo convencional de aquecimento. Foi realizado um estudo prospectivo, não-randomizado com medidas de temperatura a cada 10 minutos. Um total de 107 pacientes foi avaliado; 68 submetidos a colectomia por laparotomia e 39 por laparoscopia. A média de diminuição de temperatura foi $0,68 \pm 0,08^{\circ}\text{C}$ no grupo laparotomizado e de $0,53 \pm 0,06^{\circ}\text{C}$ no grupo laparoscópico. Os autores concluíram que a operação colo-retal laparoscópica não difere da laparotomia em relação a incidência de hipotermia, quando se utiliza o mesmo regime de aquecimento para ambos os grupos. Relatam que a conservação convencional de temperatura é adequada mesmo para procedimentos laparoscópicos complexos e demorados.

MOUTON et al (1999), conduziram um experimento randomizado, controlado, com uso de CO_2 umidificado e sem umidificação, em 40 pacientes submetidos a colecistectomia laparoscópica. Não houve diferença na temperatura central entre os dois grupos neste procedimento de curta duração. Porém, a pontuação na escala de dor foi significativamente menor no grupo com pneumoperitônio com gás aquecido, nos momentos: 6ª hora pós-operatória, 1º, 2º, 3º e 10º dia pós-operatório. No grupo com pneumoperitônio umidificado o tempo médio de retorno às atividades foi menor, 5,9 dias, em relação a 10,9 do grupo sem umidificação. Os autores ressaltaram que a insuflação de gás umidificado, apesar de não ocorrer preservação de calor significativa em relação ao outro grupo, determinou menores índices de dor no pós-operatório.

BIEGNER et al (1999), demonstraram que a insuflação de gás carbônico seco durante procedimentos laparoscópicos resulta em perda insignificante de água por mecanismo insensível. Avaliou-se o ponto de vazamento do gás insuflado com um termômetro, de bulbo seco e outro úmido, para determinação da temperatura e umidade relativa em intervalos regulares de 15 minutos. Os dados da umidade relativa foram utilizados para obtenção da quantidade de vapor de água do gás (umidade absoluta). A umidade relativa média do gás foi $92, \pm 0,8\%$ com média de insuflação de 42 ± 5 litros. h^{-1} . O volume médio de água evaporada (umidade absoluta) atribuída pela umidificação do gás carbônico seco, na cavidade abdominal, foi menor que $1 \text{ mL}.\text{h}^{-1}$.

SAAD et al (2000), concluíram que o uso de dióxido de carbono aquecido para induzir pneumoperitônio durante procedimentos laparoscópicos, de curta duração, não apresenta nenhum efeito clinicamente importante. Os autores realizaram um estudo randomizado, controlado, com 20 pacientes submetidos a colecistectomia comparando os efeitos da insuflação de CO₂ aquecido a 37°C e a 21°C (temperatura ambiente). As temperaturas corporal e intra-abdominal foram determinadas ao início e término da operação. Não houve diferença significativa entre o tempo cirúrgico de ambos os grupos e nem na temperatura corporal ($36,1 \pm 0,4^\circ\text{C}$ para pneumoperitônio insuflado a 37°C e $35,7 \pm 0,3^\circ\text{C}$ para o gás a 21°C) e na temperatura intra-abdominal (de $35,9 \pm 0,3^\circ\text{C}$ com uso de gás aquecido e $35,6 \pm 0,6^\circ\text{C}$ com CO₂ a temperatura ambiente). Não houve diferença, neste estudo, em relação a pontuação na escala dor e nem no uso de analgésicos no pós-operatório.

BERBER et al (2001) concluíram, em trabalho com 25 pacientes submetidos a colecistectomia vídeo-laparoscópica comparados com 20 submetidos a operações de paratireóide sob anestesia geral, não haver diferença significativa na máxima diminuição de temperatura entre o procedimento por laparoscopia ($1,1 \pm 0,7^\circ\text{C}$) e o aberto ($1,0 \pm 0,7^\circ\text{C}$).

A maior parte dos estudos experimentais em animais demonstra a associação entre hipotermia e pneumoperitônio, assim como, a importância do aquecimento do ar na prevenção da mesma.

BESSEL et al (1995), doutrinaram que a insuflação de gás aquecido é insuficiente na proteção contra a diminuição na temperatura central durante os procedimentos laparoscópicos devido à pequena quantidade de troca de energia requerida para estabelecer o equilíbrio térmico entre a temperatura corporal e o gás. Os autores realizaram um estudo randomizado, controlado, em seis porcos assim alocados: sem insuflação de pneumoperitônio; com insuflação em alto fluxo de CO₂ frio; com gás aquecido. A insuflação de alto fluxo de CO₂ foi o fator que resultou em significativa diminuição da temperatura central devido ao efeito do calor latente requerido para saturar, com vapor de água, o gás insuflado. O impacto na temperatura central poderia ser minimizado com insuflação de gás umidificado.

BESSEL et al (1999), corroborou que o principal fenômeno envolvido na hipotermia em laparoscopia é a evaporação de água, que pode ser prevenida com insuflação de gás quente e umidificado. O autor pesquisou os efeitos do alto fluxo de CO₂ tanto seco e frio quanto úmido e aquecido. Concluiu que o uso de gás seco e frio foi responsável pela acentuada diminuição da temperatura central (média -1,8°C) em relação ao aquecido e úmido (média -0,6°C). Foi atribuído à evaporação de água, associada ao gás frio e seco, a parcela de 1,5°C nas perdas de temperatura central.

MOUTON et al (1999), consideraram os efeitos benéficos de se insuflar gás umidificado em toracoscopias, realizada experimentalmente em porcos. Os autores observaram significativa minimização do decréscimo de temperatura quando foi utilizado gás aquecido e umidificado, comparando-se com o frio e seco. As biópsias de pleura, após análise por microscopia eletrônica, documentavam maior quantidade de lesões ultra-estruturais no grupo submetido a toracoscopia com gás frio e seco.

TEXLER; KING; HEWETT (1998), preconizaram que o uso e a insuflação de gás carbônico aquecido e umidificado, *in vitro*, protege contra a hipotermia em laparoscopia.

Sendo diversas as causas predisponentes da hipotermia em laparoscopia, o estudo da influência do agente anestésico *per si* permanece como um fator pouco estudado.

TORRES et al (1995), refere que uma das complicações da laparoscopia é a hipotermia, associada ao longo período de permanência do gás na cavidade. O autor recomenda a monitorização da temperatura em dois sítios anatômicos: a central (por exemplo, esofágica) e a da própria cavidade abdominal.

O mesmo autor considera o uso de agentes inalatórios halogenados na manutenção da anestesia, ressaltando que as propriedades farmacológicas de tais agentes são favoráveis na manutenção do débito e do ritmo cardíaco. Exceção deve ser feita ao halotano, devido sua menor margem de segurança quando há elevação dos níveis séricos de catecolaminas, e por ser considerado potencialmente causador de arritmias cardíacas. Não foi estudado os efeitos dos anestésicos sobre o equilíbrio térmico.

O declínio da pressão arterial é diretamente proporcional à profundidade do plano anestésico, conforme STEVENS et al (1971). O principal mecanismo hipotensor do isoflurano é devido influenciar a microcirculação, causando vasodilatação da pele e do músculo. O autor ressalta a segurança no uso clínico do isoflurano devido ao pouco efeito inotrópico negativo e menor potencial arritmogênico.

MERIN et al (1991), estudaram os efeitos hemodinâmicos dos agentes halogenados em cães monitorados com pressão ventricular e aórtica, débito cardíaco e parâmetros hemodinâmicos em artérias coronárias, renal e hepática, além do fluxo portal. Os autores concluíram que o isoflurano apresentou potente ação vasodilatadora em território esplâncnico, seguido do desflurano e do enflurano. O isoflurano propiciou aumento do fluxo em artéria renal e artéria hepática devido aos seus efeitos vasodilatadores.

COLMAN et al (2004), estudaram os fenômenos de transferência de calor em diversos modelos em traumatologia no rato submetido a anestesia geral, incluindo laparotomia e exposição de serosa abdominal; modelo de hepatectomia parcial; modelo de fratura de fêmur; de clampeamento venoso portal; clampeamento arterial aórtico; e do modelo do aumento da pressão intra-abdominal.

4 MATERIAL E MÉTODO

O presente estudo foi realizado no Laboratório de Fisiologia do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CCBS-PUCPR) nos períodos de abril-junho de 2001.

Utilizou-se a Nômina Anatômica Veterinária, 1983.

Aplicaram-se as Normas para Apresentação de Trabalhos da Universidade Federal do Paraná (2000) e as Normas para Referências Bibliográficas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT 6023/00).

O protocolo experimental utilizado neste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná e conduzido obedecendo aos princípios éticos do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA, 1999).

Neste estudo foram seguidas as diretrizes adotadas pela Sociedade Americana de Engenharia Mecânica (KIM e SIMON, 1993), para análise de incertezas e representação simbólica das variáveis e equações.

4.1 ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO

Foram utilizados 60 ratos machos de linhagem Wistar (*Rattus norvegicus albinus*, *Rodentia*, *mammalia*), com idade entre 120 a 153 dias (média de 135,9 dias), fornecidos pelo Biotério Central da Pontifícia Universidade Católica do Paraná e mantidos em gaiolas com, no máximo, cinco animais. Permaneceram por um período de sete dias de aclimatização com ciclo noite/dia de 12 horas, no período do outono, em ambiente com controle de ruídos a 22° C e 60% de umidade.

Um veterinário¹ avaliou as condições clínicas dos animais um dia antes da pesquisa, classificando-os quanto ao quesito aptidão ao protocolo experimental. Forneceu-se ração padronizada e água *ad libitum* até 12 horas antes da anestesia.

Para evitar aumento da atividade física e metabólica antes de serem

¹ INDALÉCIO M. Sutil, veterinário responsável pelo Biotério Central da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

anestesiados, os animais foram manipulados cuidadosamente, um a um pelo dorso, evitando qualquer manobra intempestiva.

4.2 PROCEDIMENTO ANESTÉSICO

Os sessenta animais foram divididos em três grupos de vinte, de acordo com o anestésico inalatório a ser utilizado:

- Grupo A – com halotano;
- Grupo B – com isoflurano;
- Grupo C – com sevoflurano;

A anestesia foi induzida e mantida utilizando-se vaporizador calibrado específico para o agente inalatório eleito em cada grupo.

O conceito de concentração alveolar mínima (1 C.A.M), ou seja, a concentração em que 50% dos animais anestesiados permanecem imóveis durante o estímulo doloroso, na pele, foi considerado como a dose padrão na indução e manutenção da anestesia.

Foi administrado em média concentração de 0,76% de halotano no Grupo A; 1,2% de isoflurano no Grupo B e 2% de sevoflurano no grupo C, de acordo com o conceito de 1 C.A.M.

O anestésico inalatório foi administrado em cone facial com fluxo de admissão de gases frescos (F.G.F) 1L.min^{-1} de oxigênio a 100%.

Após a perda dos reflexos, os animais foram pesados com uma balança eletrônica (Marte AS500, Br) de precisão de 0,01 g aferida pelo Inmetro (maio, 2001).

Cada animal foi imobilizado em decúbito dorsal numa prancha de cortiça de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, através de quatro alças elásticas que prenderam as porções distais dos membros anteriores e posteriores, sem estender os membros.

Os animais foram mantidos em plano de profundidade anestésica nível III, segundo os critérios elaborados por GUEDEL, citado por DRIPPS (1977) & HECKER, LAKE & DIFAZIO (1983). Neste plano, o animal não apresenta qualquer movimento da cabeça, extremidades ou do corpo. A respiração é normal e as extremidades permanecem rosadas.

Os reflexos de flexão frente ao estímulo doloroso, a frequência respiratória e a coloração das mucosas foram monitorizados e levados em consideração para eventuais ajustes na dosagem do anestésico inalatório ora empregada.

4.3 PNEUMOPERITÔNIO

Os 20 ratos constituintes de cada um dos grupos A, B e C foram submetidos a anestesia geral inalatória.

Denominou-se $t[1]$ o momento em que os animais perderam os reflexos, e $t[10]$ os 10 minutos que se sucederam a $t[1]$, com manutenção do plano de profundidade anestésico.

Os grupos A, B e C foram, por sua vez, alocados em sub-grupos, contendo 10 ratos em cada um, a partir de $t[10]$:

- I) sem pneumoperitônio;
- II) com pneumoperitônio.

No tempo de minuto após $t[10]$ foi definido o sub-grupo I ou II, denominado $t[11]$. Estudou-se a influência do pneumoperitônio por mais vinte minutos, ou seja, até $t[31]$.

Os tempos $t[1]$ e $t[10]$ serviram de parâmetro para estudo da influência dos agentes inalatórios *per si* na indução e manutenção de anestesia geral.

A insuflação do pneumoperitônio foi realizada pelo método proposto por ELEFTHERIADIS et al. (1996). (Figura 1).

Puncionou-se a cavidade peritoneal com um cateter de teflon 18F conectado a um sistema em Y com um anerômetro (Welch Allyn, Tycos®, Arden, North Carolina, USA) previamente calibrado e aferido pelo Inmetro (abril, 2001) e uma seringa de plástico.

FIGURA 1 – CAVIDADE ABDOMINAL PUNCIONADA E COM PNEUMOPERITÔNIO INSUFLADO



Início do experimento em $t[11]$.

A pressão abdominal foi elevada até 15mmHg por insuflação manual de ar atmosférico a umidade e temperatura do ambiente por meio da seringa de 50 mL em sistema de conexão em Y com o anerômetro.

A pressão do pneumoperitônio foi mantida por 20 minutos, ou seja, nos tempos compreendidos entre $t[11]$ e $t[31]$ e verificada continuamente pela observação dos dados no anerômetro.

4.4 CONDIÇÕES AMBIENTAIS

O experimento foi conduzido em laboratório, entre nove e doze horas da manhã, devido a menor variação térmica do animal nesse período. Manteve-se a temperatura ambiente em 22° C e a umidade relativa do ar em 60% através de condicionador de ar, ambas verificadas com termo-higrômetro de bulbo seco e úmido (Incotherm, Br) aferido pelo INMETRO (maio, 2001).

As perdas de calor por convecção forçada foram minimizadas, evitando-se movimentação ao redor dos animais.

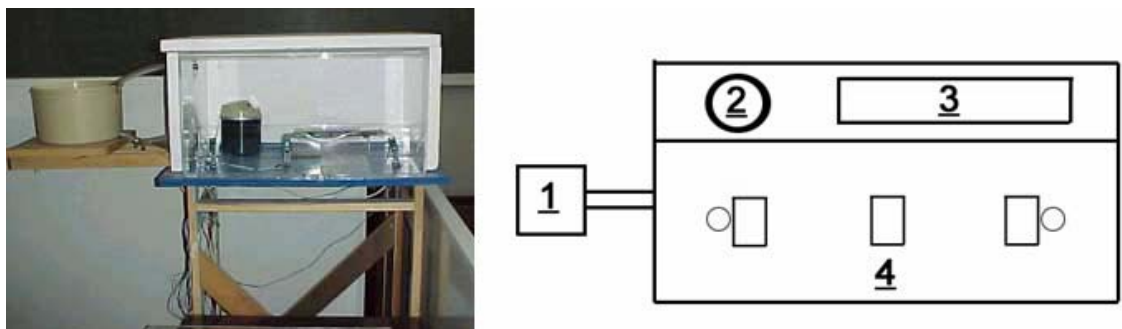
Mantiveram-se portas e janelas fechadas, embora elas tivessem frestas para mínima circulação de ar, face à estabilização da temperatura do ambiente pelo condicionador de ar. Controlou-se a velocidade do ar para que não ultrapassasse 0,2 m/s, com um anemômetro digital de pás rotativas, modelo HHF 300 A (*Omega Engineering, Inc*), a uma distância de 10 cm do animal, verificando-se a presença de

corrente de ar nas várias direções.

4.5 AQUISIÇÃO DE DADOS

Após a indução anestésica nas condições ambientais supra descritas, os animais foram alocados em um ambiente de umidade e temperatura controlados, desenvolvido pela Disciplina de Engenharia Termodinâmica da Universidade Federal do Paraná, conforme Figura 2.

FIGURA 2 – AMBIENTE DE UMIDADE E TEMPERATURA CONTROLADOS



Nota: 1- Condensador, 2- vaporizador de água, 3- fonte irradiante de calor, 4- área experimental

Este ambiente era constituído de uma caixa de acrílico retangular termicamente isolada por revestimento de isopor. Em seu interior estavam distribuídos sensores térmicos e de umidade para avaliação contínua tanto das condições intrínsecas (do ambiente térmico controlado) quanto dos dados do animal.

O aparato experimental dispunha de um condensador e vaporizador de água e de fonte irradiante de calor (resistência) caso fosse necessário intervir na estabilização da temperatura e umidade durante o experimento.

O uso de um computador PC, no qual estava instalado o programa computacional Elipse®, conectado a uma placa multiplexadora permitiu a aquisição

dos dados que provinham do sensor térmico localizado no esôfago do animal. Para construção gráfica e fins estatísticos, a velocidade de registro de temperatura foi um ponto a cada 5 segundos.

4.6 SENSOR TÉRMICO

Para o registro da temperatura central esofágica, utilizou-se um termistor (sensor semiconductor) de alta precisão do tipo YSI44004, Bead I (Resistência de 2.250 Ohms a 25° C), com erro intrínseco de 0,05° C, faixa de trabalho de -80° C a 120° C (*Precision Thermistor*, USA). É constituído por um semiconductor de formato arredondado, composto de manganês, níquel e óxido de cobalto, com diâmetro máximo de 2,4 mm, acoplado a dois filamentos de cobre de 76 mm de comprimento.

O semiconductor é uma resistência que se altera suas propriedades de condução de acordo com a temperatura, por diferencial de potencial elétrico.

A influência física da temperatura na resistência elétrica de determinados condutores pode ser medida com ohmímetro (mede resistência). (Figura 3).

FIGURA 3 – SENSOR DE TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA CONECTADO A UM MULTÍMETRO



4.7 CALIBRAÇÃO DO SENSOR TÉRMICO

O termistor utilizado foi calibrado previamente ao experimento com base na seguinte equação:

$$R = R_0 e^{\beta(1/T - 1/T_0)} \quad (1)$$

onde, R - resistência elétrica na temperatura da medida em execução, T [K]

R_0 - resistência elétrica na temperatura de referência, T_0 [K]

β - constante do termistor

e - constante de Euler

O erro intrínseco do termistor, B_T (*Bias limit*), foi determinado por calibração a partir de pontos de temperaturas conhecidas (ponto de fusão da água pura, 0° C e ponto de fusão do n-octadecano, 28° C) e 64 medidas de temperatura foram realizadas.

Os valores determinados por calibração e utilizados como referência para o termistor do experimento foram:

$$R_0 = 1839,83 \, \Omega$$

$$T_0 = 301,15 \, \text{K} \, (28^\circ \text{C})$$

$$\beta = 3682,687$$

Dessa maneira, com os valores de R_0 , T_0 e β a partir da mensuração da resistência R indicada pelo termistor, foi possível determinar o valor da temperatura medida através da Equação (1).

O maior desvio padrão encontrado dessas medidas foi de 0,0006° C e o *bias* adotado foi de 0,001° C para o termistor calibrado.

4.8 MODELAGEM TERMODINÂMICA

Para esta modelagem foi aplicado a primeira lei da Termodinâmica para um sistema fechado em regime permanente.

O volume controle do sistema foi definido como a região compreendida entre a porção central e a periferia do animal, isto é, dos órgãos internos até a superfície cutânea externa delimitante. Adotou-se a mensuração de uma temperatura constante e representativa da distribuição térmica homogênea para este volume controle, que é a temperatura central medida no terço inferior do esôfago.

Mensurou-se a perda de calor do rato para o meio externo, \dot{Q} , considerando-se a massa e o calor específico do animal (3,8 kJ/kg.°C) dividida pelo intervalo total de tempo do experimento:

$$\dot{Q} = \frac{m.c.\Delta T}{\Delta t} \quad (2)$$

onde: \dot{Q} - perda de calor [W]

m - massa do animal [kg]

c - calor específico do animal [J/(kg.°C)]

ΔT - diferença entre as temperaturas inicial e final [°C]

Δt – intervalo de tempo de cada experimento [s].

Desta maneira, determinou-se a potência (ou taxa de transferência de calor), em cada grupo. Os resultados da perda de calor pelo compartimento central foram expressos em Watts, isto é, calor perdido (Joule) por unidade de tempo (segundos).

4.9 IMAGEM INFRAVERMELHA

Um radiômetro Thermovision AGEMA550 (*FLIR Systems™*, Suécia) foi utilizado para captar a faixa espectral das ondas eletromagnéticas emitidas entre 3,6-5 μm , isto é, ondas infravermelhas, da superfície cutânea exposta de todos os animais. A

resolução espacial máxima obtida é de 0,1 a 0,2 mm, conforme figura 4.

FIGURA 4 –RADIÔMETRO UTILIZADO NA OBTENÇÃO DA FILMAGEM INFRAVERMELHA



A irradiação infravermelha que é emitida naturalmente da superfície do animal é convertida, por meio de um detector de PtSi (platina-silício) resfriado com nitrogênio líquido (*steerling cycle*), em sinal elétrico. Este sinal é processado em uma planilha numérica de 76.000 pontos de temperatura absoluta calibrados, por quadro, representadas instantaneamente em imagem térmica com resolução de 320x240 *pixels* e sensibilidade térmica maior que 0,1° C.

A câmera foi montada em um suporte vertical, focada diretamente na superfície ventral do animal de modo a formar um ângulo de 60 °. Considerou-se para a pele do animal uma emissividade de 0,99, ou seja, 99% da radiação é emitida ao meio ambiente, não sofrendo reflexão para sua própria superfície.

As imagens foram processadas em computador *Pentium III* 750 MHz acoplado a uma placa PCMCIA.

Por meio de um programa específico, *ThermaCAM™ Researcher 2001*, *FLIR Systems* (Suécia), as temperaturas irradiadas da superfície externa foram gravadas a 7 quadros por segundo durante todo o experimento, e nas mesmas condições ambientais já descritas. Todas as planilhas de temperatura foram representadas por imagens infravermelhas (termogramas) em um monitor de vídeo e gravadas em *hard disk* para

posterior análise estatística pelo programa.

As imagens foram realizadas utilizando-se amplitude térmica (*range*) entre 32,8° C e 23,7° C, temperatura média (*level*) de 32° C e escala colorimétrica (*pallette*) contínua na qual as cores branco, amarelo, vermelho, verde, azul e preto representavam, respectivamente, uma escala decrescente das áreas de temperatura, igualmente distribuídas na escala, de mais quente para mais fria. Esta foi mantida até o final do experimento.

4.10 MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGENS

Por meio de um recurso computacional, pode-se eleger um termograma padrão e proceder-se a subtração dos dados contidos em relação a outro termograma, e a seguir, expressar os resultados em uma nova planilha.

O programa *ThermaCAM™ Researcher 2001*, *FLIR Systems* (Suécia) permitiu que o primeiro e o último termograma do procedimento fossem sobrepostos, resultando em imagem do diferencial térmico, isto é, da perda térmica em graus centígrados (°C). Utilizou-se deste método entre os animais do sub-grupo II.

4.11 ANÁLISE DAS INCERTEZAS

Inicialmente, os limites de precisão, P_T , relativos às medições de temperatura foram calculados como duas vezes o desvio padrão de cada conjunto de observações da temperatura T ($P_T=2\sigma_T$) e erro intrínseco do sensor (*Bias limit*), $B_T=0,001$ K para cada ponto de temperatura. Desta maneira, o limite de precisão na medição de T foi estimado utilizando-se a equação de propagação proposta por KLINE e McCLINTOCK citado em KLINE & STEELE (1953):

$$U_T = \sqrt{P_T^2 + B_T^2} \quad (7)$$

onde: U_T – incerteza da mensuração de temperatura

P_T – limite de precisão

B_T – erro intrínseco do sensor (*bias limit*)

Como B_T é muito menor que P_T , o termo B_T^2 é desprezível em presença de P_T^2 na Equação (7). Conseqüentemente, as incertezas das temperaturas para cada ponto foram computadas como se segue:

$$U_T = P_T \quad (8)$$

Nos gráficos dos resultados deste estudo, cada ponto de temperatura é representado como $T \pm U_T$.

4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise da perda de temperatura e taxa de calor perdido, foram testados os atributos gaussianos, independência e homogeneidade das variáveis.

Quando os testes anteriores preenchem os critérios propostos, utilizou-se a análise univariada ANOVA e o teste paramétrico de Tukey para se estabelecer a significância dos resultados.

Em todos os testes fixou-se o intervalo 0,05 ou 5% ($p < 0,05$) como nível de rejeição da hipótese nula. Para tanto foi utilizado o programa específico STATISTICA 5.1.

5 RESULTADOS

Nenhum rato foi excluído antes do experimento e não ocorreu óbito na indução anestésica, assim como, nenhuma complicação na realização do pneumoperitônio, comprovada posteriormente na necropsia.

As condições de umidade e temperatura ambientais mantiveram-se durante todo o experimento, não sendo necessário intervir no ambiente termicamente isolado, com isopor, da caixa de acrílico.

Não houve diferença estatisticamente significativa no peso dos ratos entre os grupos (Tabela 1).

TABELA 1 – PESO DOS ANIMAIS

Grupo	Peso (g)
Grupo A (halotano)	243,10 ± 32,64
Grupo B (isoflurano)	254,41 ± 17,79
Grupo C (sevoflurano)	250,25 ± 22,53

Nota: MÉDIA(± D.P) (ANOVA p=0,497)

D.P = Desvio padrão

5.1 INDUÇÃO E MANUTENÇÃO DA ANESTESIA

O agente anestésico inalatório não influenciou a taxa de transferência de calor durante a indução e manutenção da anestesia geral entre os grupos, conforme Tabela 1.

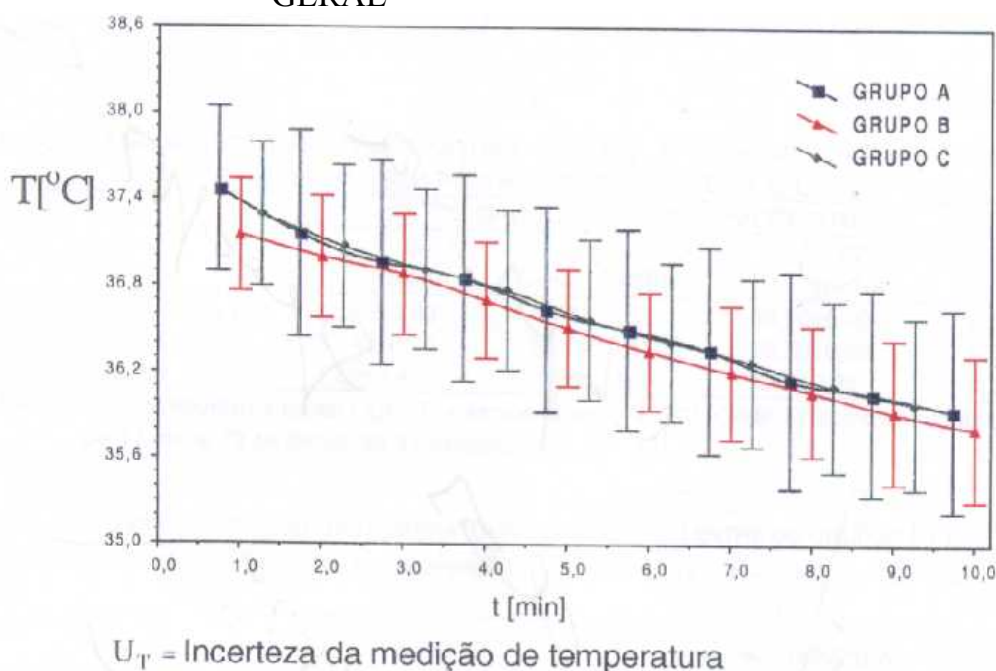
Não houve diferença estatística em relação a temperatura central esofágica nos grupos A, B e C nos tempos compreendidos entre t[1] e t [10]. (Gráfico 1)

TABELA 2 – VARIAÇÃO DE TEMPERATURA E TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR DURANTE A INDUÇÃO E MANUTENÇÃO DA ANESTESIA GERAL

<i>Indução e Manutenção da Anestesia Geral</i>				
	Grupo A (n=20)	Grupo B (n=20)	Grupo C (n=20)	p
T[1] (°C)	37,46 ± 0,57	37,15 ± 0,38	37,04 ± 0,49	NS
T[10] (°C)	35,93 ± 0,58	35,81 ± 0,32	35,83 ± 0,37	NS
Taxa de transferência de calor (W)	2,35 ± 0,58	2,15 ± 0,32	1,91 ± 0,37	NS

Nota: NS = não significativo.

GRÁFICO 1 – TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA NOS GRUPOS A, B E C DURANTE A MANUTENÇÃO DA ANESTESIA GERAL



5.2 SEM PNEUMOPERITÔNIO

O agente anestésico inalatório não influenciou a taxa de transferência de calor durante a manutenção da anestesia geral sem insuflação de pneumoperitônio entre os grupos A, B e C.

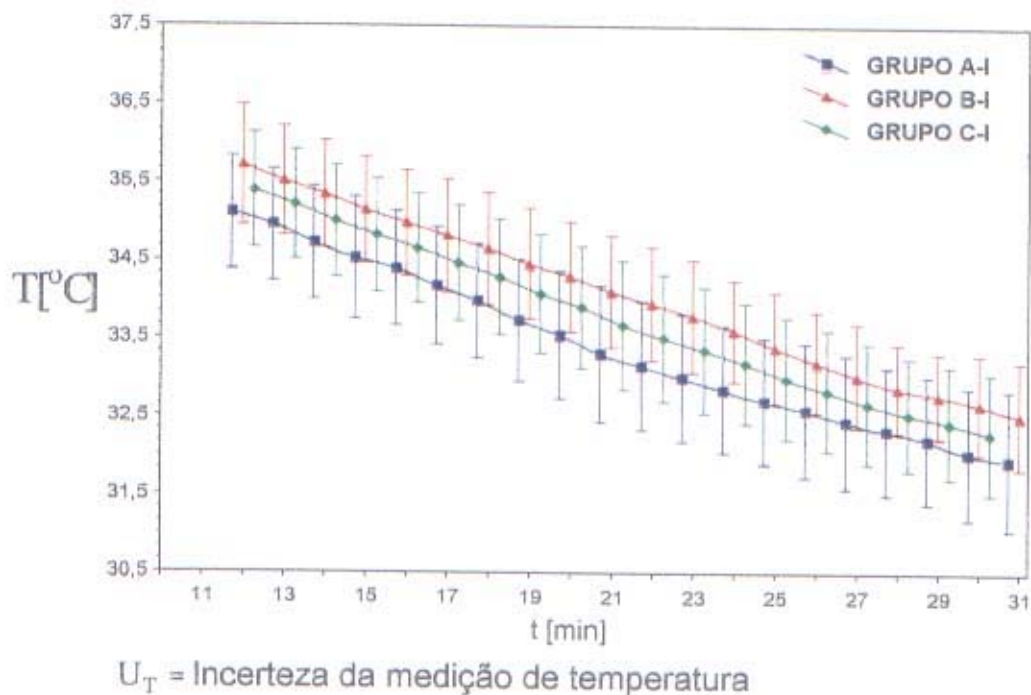
Durante os 20 minutos do experimento, ou seja, entre $t[11]$ e $t[31]$ não houve diferença estatística em relação a temperatura central esofágica nos grupos A, B e C, tanto em relação a $t[11]$, quanto a $t[31]$. (Tabela 3) (Gráfico 2)

TABELA 3 – VARIAÇÃO DE TEMPERATURA CENTRAL E TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR NO SUB-GRUPO SEM PNEUMOPERITÔNIO

<i>Sub-Grupo I SEM PNEUMOPERITÔNIO</i>				
	A-I	B-I	C-I	p
T[11] (°C)	34,68±0,80	35,81±0,61	35,10±0,90	0,083
T[31] (°C)	32,93±0,70	33,64±0,88	33,20±0,80	0,252
Taxa de transferência de calor (W)	1,39±0,41	1,68±0,10	1,50±0,35	0,252

Nota: p= significância estatística

GRÁFICO 2 – TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA NOS GRUPOS A-I, B-I E C-I DURANTE O EXPERIMENTO



5.3 COM PNEUMOPERITÔNIO

O agente anestésico inalatório isoflurano influenciou a taxa de transferência de calor durante o experimento no grupo com pneumoperitônio.

Não houve diferença estatística em relação a temperatura central esofágica ao início do experimento, $t[11]$, nos grupos A-II, B-II e C-II. (Tabela 4) (Gráfico 3)

Houve diferença estatística, na temperatura central esofágica, do grupo B-II em a A-II e C-II ao fim do experimento, em $t[31]$. (Tabela 4)

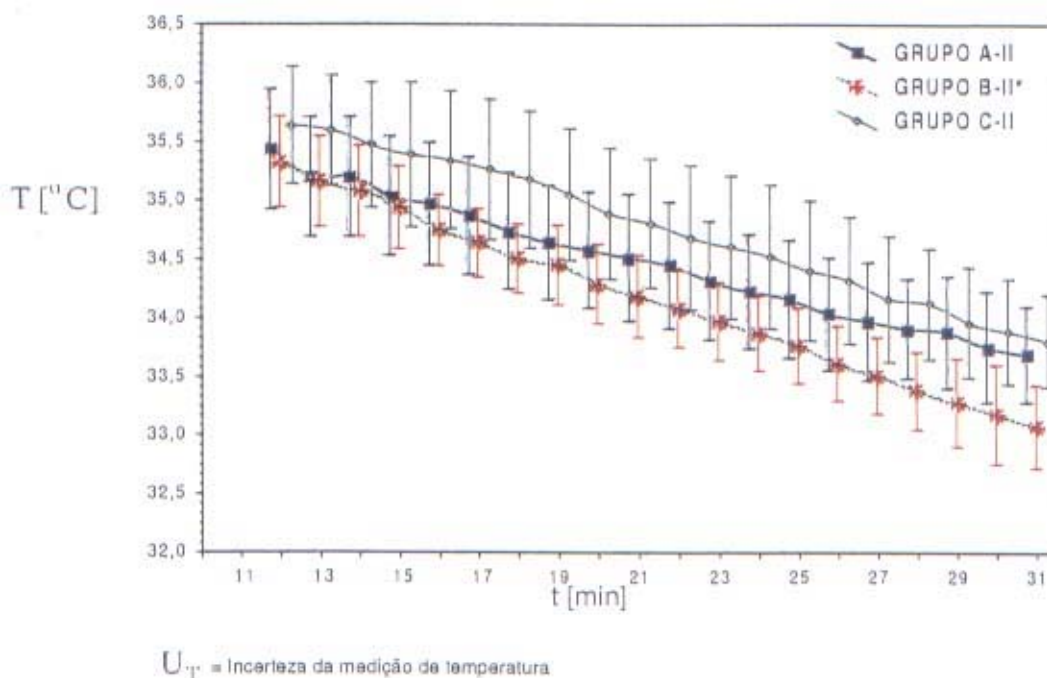
Houve diferença estatística na taxa de transferência de calor do grupo B-II em relação aos grupos A-II e C-II. (Tabela 4)

TABELA 4 – VARIAÇÃO DE TEMPERATURA CENTRAL E TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR NO SUB-GRUPO COM PNEUMOPERITÔNIO

Sub-Grupo I – COM PNEUMOPERITÔNIO				
	A-II	B-II	C-II	P
T[11] (°C)	35,57 ± 0,55	35,32 ± 0,38	35,64 ± 0,50	0,556
T[31] (°C)	33,68 ± 0,40	33,07 ± 0,35*	33,80 ± 0,39	0,04*
Taxa de transferência de calor (W)	1,48 ± 0,24	1,85 ± 0,18 *	1,38 ± 0,24	0,01*

Nota: p = significância estatística.

GRÁFICO 3 – TEMPERATURA CENTRAL ESOFÁGICA NOS GRUPOS A-II, B-II E C-II DURANTE O EXPERIMENTO

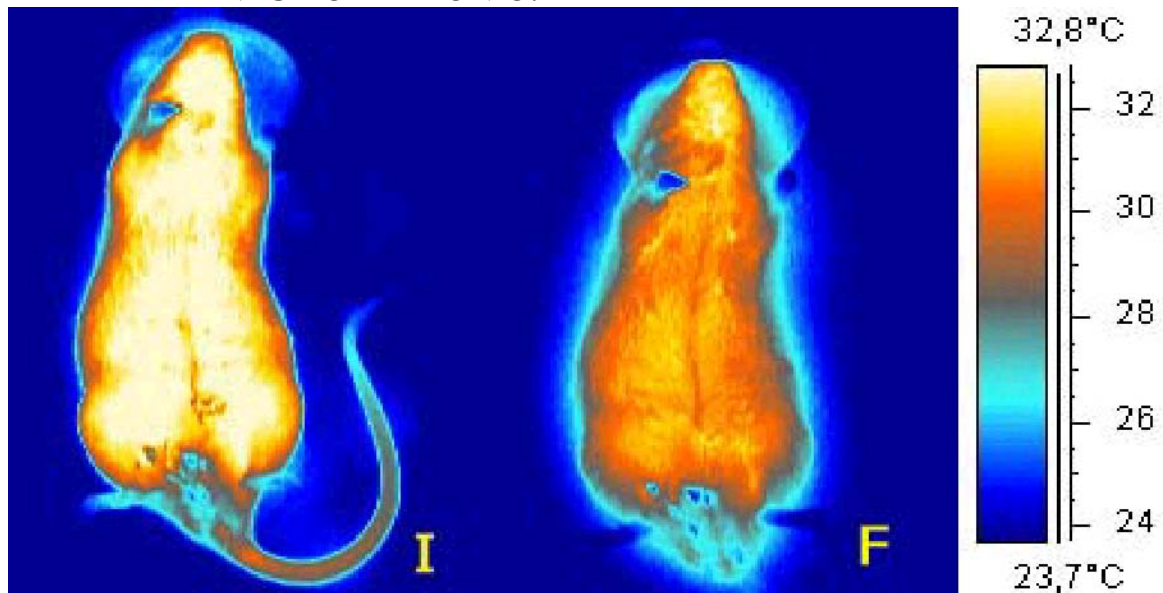


5.4 IMAGEM INFRAVERMELHA

O imageamento infravermelho guardou relação com a transferência de calor central para o meio, sendo todos os termogramas finais mais frios em relação aos iniciais, em todos os grupos.

No sub-grupo I, sem pneumoperitônio, observou-se uma distribuição térmica homogênea sob os efeitos da anestesia geral, demonstrado na imagem infravermelha abaixo (Figura 5).

FIGURA 5 – IMAGEM INFRAVERMELHA CUTÂNEA COM TRANSFERÊNCIA HOMOGÊNEA DE CALOR NO SUB-GRUPO SEM PNEUMOPERITÔNIO.

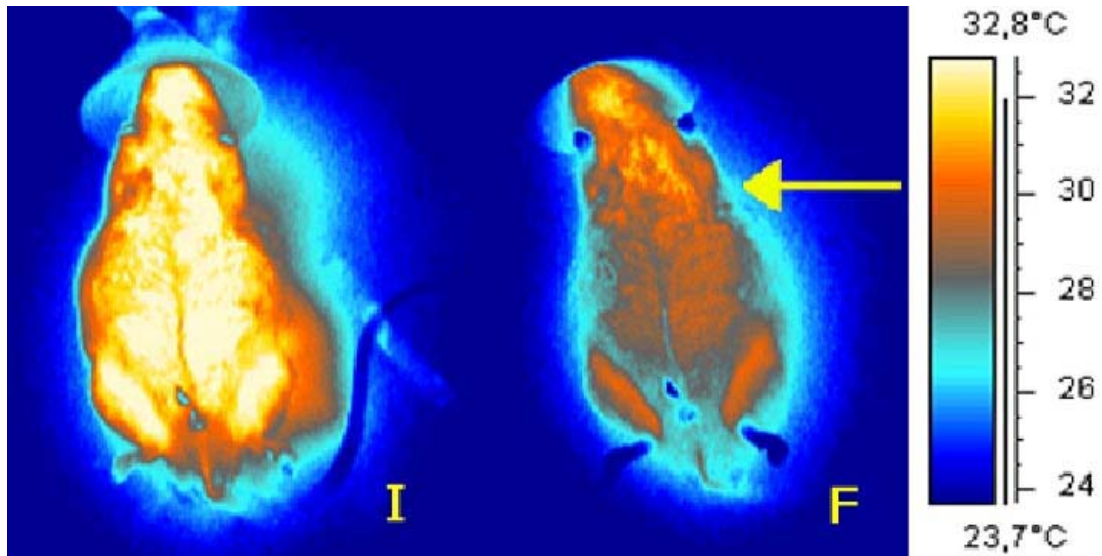


Nota: I- Início do experimento t[11] F- Fim do experimento t[31]

Correlacionar com escala colorimétrica

No sub-grupo II, com pneumopeitônio, observou-se distribuição térmica heterogênea, por ocasião dos efeitos do pneumoperitônio, com predominância de maiores temperaturas em região anterior, em relação região a posterior e patas traseiras, conforme a imagem infravermelha abaixo (Figura 6).

FIGURA 6 – IMAGEM INFRAVERMELHA CUTÂNEA COM TRANSFERÊNCIA HETEROGÊNEA DE CALOR NO SUB-GRUPO SEM PNEUMOPERITÔNIO.



Nota: I- Início do experimento t[11] F- Fim do experimento t[31]
 Correlacionar com escala colorimétrica.
 A seta amarelada indica predominância de áreas aquecidas em região anterior.

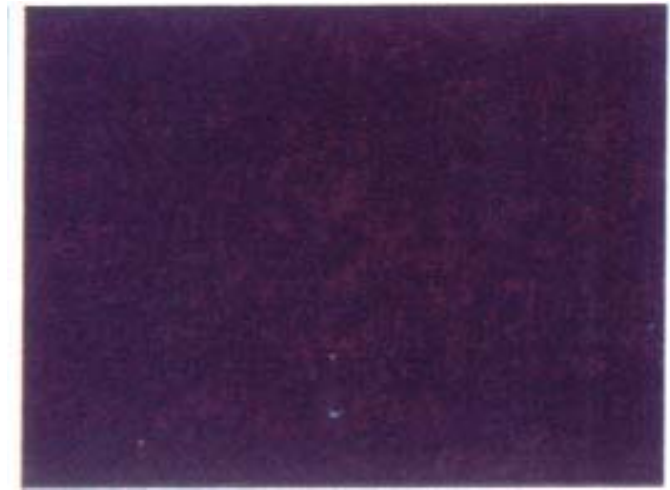
5.5 DO MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGENS

A subtração de imagens no grupo B-II, realizada nos tempo do início do procedimento t[11] em relação ao término do experimento [t31] foi expressa em uma escala de **variação de temperatura** contínua, na qual as cores branco, vermelho, amarelo, verde, azul e preto representam, respectivamente, uma escala decrescente das diferenças de temperatura encontradas nos termogramas analisados.

O termograma com fundo negro é resultado da nulidade de gradiente térmico, ou seja, o mesmo termograma subtraído dele mesmo (Figura 7).

A análise pelo método de subtração de imagens do momento t[11] em relação a ele mesmo, ou seja, $t[11] - t[11]$ demonstrou calibragem correta do aparelho e não haver nenhum gradiente térmico, representado pelo fundo negro (Figura 7).

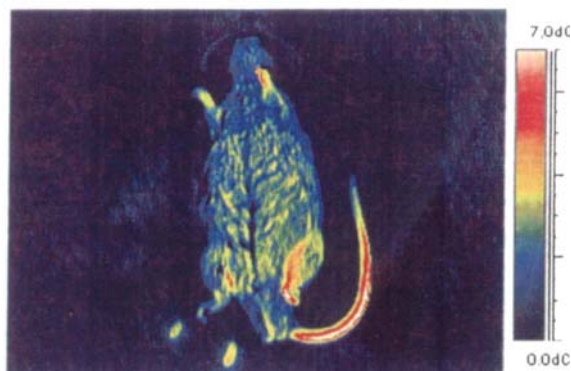
FIGURA 7 – MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGEM
DEMONSTRANDO NULIDADE DE GRADIENTE
TÉRMICO



A análise térmica da subtração dos momentos $t[11]$ - $t[31]$ demonstrou o delineamento do animal de experimentação expresso em diversas cores, em contraste com o fundo negro (Figura 8).

A região anterior apresentou representação pelas cores azul e amarelo, tidas na escala como as de menor gradiente térmico. A região posterior e nas patas traseiras predominou as cores laranja e vermelho, tidas na escala como as de maior gradiente térmico (Figura 8).

FIGURA 8 – MÉTODO DE SUBTRAÇÃO DE IMAGEM DEMONSTRANDO
GRADIENTE TÉRMICO DA REGIÃO ANTERIOR EM RELAÇÃO A
POSTERIOR NOS GRUPOS COM PNEUMOPERITÔNIO



6 DISCUSSÃO

O estudo do comportamento térmico em seres vivos durante intervenções cirúrgicas tem sido alvo de interesse crescente, pois os cuidados com a manutenção térmica relevam acentuada diminuição nas complicações no pré e pós-operatório.

A insuflação e a manutenção do pneumoperitônio causa uma série de alterações fisiológicas sendo exigido, portanto, avaliação metodológica rigorosa e conhecimento de diversos fatores hemodinâmicos, termodinâmicos e anestesiológicos.

ENGLISH et al em 1991, doutrinam que a transferência de energia térmica é determinada por leis físicas (evaporação, condução, radiação e convecção) e não por diferença entre as espécies.

Pode-se afirmar que a maneira de transferência de calor em um paciente cirúrgico seguiria os mesmos princípios físicos que foram observados neste estudo experimental em ratos. Seria necessário corrigir e equacionar os achados com: o peso, o metabolismo basal, a pelagem, a temperatura e umidade ambientes; e, finalmente, com o tipo de anestesia empregada.

6.1 DO MÉTODO DE EXPERIMENTAÇÃO

6.1.1 Do Preparo dos Animais

Ao se propor modelar o comportamento térmico de um ser vivo, deve-se ter cuidado com o preparo adequado dos animais que servirão ao experimento, assim como com o controle dos fenômenos atmosféricos dentro do laboratório e a utilização de equipamentos de alta precisão.

Neste estudo, observou-se o jejum pré-operatório de 12 horas, pois, segundo BECKER (1980) & ZAHORSKA-MARKIEWICZ (1980), a energia adquirida dos alimentos é liberada parte em forma de calor, conhecido como ação dinâmica específica ou ação calorígena do alimento. Após a refeição, a temperatura corporal

superficial pode se elevar em 1 a 2°C, atingindo seu pico máximo em 30 minutos e permanecendo acima do nível basal por horas.

No modelo experimental aqui apresentado, os animais estavam em jejum e hidratados adequadamente. EKBLOM et al (1970), demonstraram que o equilíbrio hídrico afeta a temperatura superficial. O conteúdo de água do organismo guarda relação com a condutividade térmica, e se houver relativa desidratação, pode ocorrer aumento na temperatura central.

Segundo OTTO et al (1980) & KIRSCH (1985), todo estudo em termodinâmica em ser vivo deve considerar o efeito do ritmo circadiano. Este varia mesmo em condições ambientais constantes no curso de 24 horas.

Neste estudo, elegeu-se os períodos entre 9 e 12 horas da manhã para realização dos experimentos, devido a maior estabilidade das condições ambientais e das temperaturas central e cutânea dos animais, seguindo-se os ditames da influência do ciclo de luz preconizado por SCHMIDT-NIELSEN em 1996.

A corrente de ar sobre os animais foi controlada para não ultrapassar valor superior a $0,2\text{m.s}^{-1}$, que representa o valor de transição entre perda de calor por convecção livre para forçada, descrita por GAGGE e NISHI em 1977, o que poderia atrapalhar a interpretação sobre os valores da taxa de transferência de calor obtidos neste estudo.

Neste estudo foi utilizado apenas ratos Wistar machos, uma vez que as fêmeas possuem ciclo ovulatório durante o qual metabolismo e temperatura estão aumentados, devido produção de estrogênio e de endorfinas, preconizados por CAGNACCI et al. Em 1990 e por DESBOROUGH em 1997.

Os animais foram manipulados com extremo cuidado de modo a diminuir o estresse pré-operatório, pois, conforme GUYTON (1992), a temperatura corporal guarda relação direta ao fluxo sanguíneo. ASTRAND e RODAHL (1970) demonstraram o aumento da produção de calor em proporção de 10 a 20 vezes durante a atividade física rigorosa.

A liberação de hormônios de resposta ao estresse, como a adrenalina, podem causar vasoconstrição periférica e diminuir a temperatura cutânea, verificado por KIRSCH em 1985, além de aumento imediato e relativamente curto na produção de

calor central, segundo HARDY em 1981. Tal fenômeno de redistribuição calorífica não foi encontrado neste estudo, uma vez que a temperatura inicial dos animais era homogênea entre os grupos.

6.1.2 Da Temperatura Central

O controle complexo da temperatura central (GUYTON, 1992) mantém quase constante a temperatura dos tecidos profundos, com variação admitida de $\pm 0,6^{\circ}\text{C}$. Uma pessoa pode ficar nua e exposta a ambiente seco com variação de 13 a 70°C e ainda manter a temperatura central.

O cérebro juntamente com os órgãos do tórax e do abdome respondem por 72% do calor total (SCHMIDT-NIELSON, 1996) representado pela temperatura central.

Conforme a Primeira Lei da Termodinâmica, a energia de conserva mesmo se transferida de um sistema para outro (BEJAN, 1997).

A diminuição da temperatura central é o que está sendo transferido de calor do volume controle, isto é, os órgãos internos e a camada externa do rato, para o meio ambiente.

A modelagem termodinâmica neste estudo foi possível devido o volume controle possuir distribuição uniforme de temperatura, conforme advogam SHANKS (1975) & BRANDON BRAVO (1999).

Por definição, a temperatura central corresponde a do hipotálamo, para ASCHOFF (1971); HASSENSTEIN (1973); KLEIBER (1975) & BRUCK (1978). Os mesmos autores consideram, devido a dificuldade de se monitorizar a temperatura do hipotálamo, também válidas como temperatura central: retal, oral, esofágica, timpânica, vesical e da artéria pulmonar.

ROE (1971), avaliou o efeito da exposição de alças intestinas na diminuição da temperatura central retal. GROBKLAUS & BERGMANN (1985), criticaram o uso da temperatura retal como parâmetro da central. IMRIE; HALL (1990) & DESBORFOUGH (1997) relataram resposta lenta de estabilização e leituras

inadequadas, geralmente 0,5 a 1°C maior em relação aos outros locais de mensuração da temperatura considerada como central.

A temperatura do cólon é maior que a do cérebro e do fígado. COLINS et al (1971) descreveram aumento de 0,3°C após defecação.

IMRIE & HALL (1990) correlacionaram a produção de calor pela microbiota intestinal, o isolamento do termistor pelas fezes e o efeito da alteração da circulação esplâncnica durante exposição intestinal pela laparotomia com as variações nos valores obtidos pela mensuração da temperatura retal, o que diminui muito a precisão dos resultados e dificulta sua interpretação.

A mensuração da temperatura timpânica com uso de termômetros auriculares infravermelhos também não é o mais recomendável, conforme ROS (1989); YETMAN et al (1993) & BURKE (1996). Leituras incorretas podem ser obtidas porque existem grandes variações individuais entre os operadores deste equipamento, além de existir possibilidade de haver diferença nos valores encontrados no tímpano direito e esquerdo.

Neste estudo experimental a temperatura central foi medida no esôfago com uso de sensores térmicos de alta precisão. Citado por IMRIE & HALL (1990), a temperatura esofágica corresponde à central do sangue e do cérebro devido sua proximidade ao coração e grandes vasos, ressalva feita quando medida procedimento que envolva toracotomia.

Neste modelo, a temperatura central esofágica ficou próxima ao que foi considerado centro do volume controle. Este foi o ponto de partida da troca de calor com o meio ambiente.

6.1.3 Dos Meios de Mensuração

Foram utilizados termistores (sensor térmico), também denominados sensores semicondutores, compostos de ligas equivalentes de manganês, níquel e óxido de cobalto, apresentados em forma de uma pequena esfera de 2,4mm de diâmetro.

A obtenção da curva de temperatura com uso deste tipo de sensor térmico é do tipo não linear, quando comparados com outros do tipo linear, os de platina e tungstênio.

A análise da incerteza das medidas experimentais foi imprescindível para garantir a confiabilidade dos resultados neste experimento.

Denominou-se *bias limit* o erro intrínseco do sensor e sua faixa de erro . Este foi desprezível, neste estudo, devido à alta precisão do sensor térmico YSI44004. O maior desvio padrão encontrado foi $0,0006^{\circ}\text{C}$, sendo adotado o *bias* de $0,001^{\circ}\text{C}$ para o termistor calibrado, conforme DALLY, RILEY & MCCONNEL (1992) & VARGAS & GAVIDIA-CEBALLOS (1997).

Para a obtenção de resultados confiáveis, deve-se considerar a incerteza da mensuração, dependente da adequada calibração do sensor. Por meio das curvas de calibração, deve-se atingir um resultado com 95% de probabilidade de que a média real da população esteja localizada naquele intervalo. Com dois desvios padrões ($Z=1,96$) obteve-se 95% de confiança.

O calor específico (c) é a quantidade de calor necessária para aquecer 1g de tecido em 1°C . Foi adotado, para cálculo da taxa de transferência de calor, no rato, o valor de $3,87\text{kJ.kg}^{-1}.^{\circ}\text{C}^{-1}$, muito próximo ao do ser humano, demonstrado por HART (1951) e corroborado e considerado o mesmo para todo volume controle por BRANDON BRAVO (1999).

6.1.4 Da Temperatura Superficial Mensurada por Imagem Infravermelha

A imagem infravermelha computadorizada tem sido utilizada em medicina desde 1934, por HARDY, para diagnóstico de câncer de mama, lesões nervosas, processos inflamatórios e perfusão de tecidos e órgãos.

É um método não invasivo, que avalia o fluxo de sangue na microcirculação. ANBAR (1994) interpretou que a vasoconstrição dos tecidos com conseqüente isquemia e diminuição no fluxo sanguíneo capilar se apresenta como áreas

hipotérmicas vista nos termogramas obtidos pela imagem infravermelha computadorizada.

CLARK; MULLAN & PUGH (1977), observaram o menor valor de temperatura obtido por método termográfico em relação a por termistores de contato. A discrepância é maior quanto mais heterogeneidade for a região mensurada, pois, a termografia considera vários pontos de mensuração na superfície, sendo, assim, um método superior ao termistor de contato.

ENGLISH et al (1991) concluiu, em seu modelo de quantificação de perda de calor em laparotomia, que o uso de transdutor de contato era inadequado por gerar artefatos nas medidas de temperatura obtidas por contato direto com a alça intestinal úmida.

Neste estudo experimental, o aparelho utilizado captou 76.800 pontos de temperatura absolutos calibrados por imagem com sensibilidade térmica de 0,1°C.

6.2 PERDA DE CALOR PELA ANESTESIA

A indução e manutenção de anestesia geral diminui a temperatura corporal, demonstrado desde os estudos de MORLEY (1903) e DAVIS (1909), sendo fator importante para modelagem termodinâmica tanto em laparotomia (BRIOSCHI, 2001) quanto em hipertensão intra-abdominal (BRIOSCHI, 2003).

Os tempos de indução e manutenção da anestesia foram padronizados para todos os grupos. Os efeitos da indução e manutenção da anestesia nos primeiros 10 minutos do experimento foi igual entre os grupos.

Tornou-se possível manter os ratos sob o mesmo grau de profundidade anestésica durante todo o experimento, utilizando-se os critérios de GUEDEL citado por DRIPS (1977) e HECKER, LAKE e DIFAZIO (1983) e também pela administração de 1 CAM de cada anestésico empregado.

O agente anestésico inibe a termogênese muscular reduzindo o metabolismo, a produção de calor e o consumo de oxigênio no organismo (ROE et al, 1966).

A indução da anestesia geral resulta em fenômeno conhecido como redistribuição térmica, representada por vasodilatação periférica com aumento do fluxo de sangue para a microcirculação cutânea e conseqüente facilitação de troca de calor central com a do meio ambiente (HALL, 1978; TOLLOFSRUD, GUNDERSEN & ANDERSEN, 1984; SESSLER, 1988; STOEN, 1990; SESSLER, 1991; SESSLER, 1994).

O conceito de zona termoneutra é a temperatura ambiente em que o animal mantém seu metabolismo baixo e constante e sua temperatura central é mantida com ajustes no tônus vasomotor e sudorese. No rato, considera-se a temperatura ambiente na faixa da zona termoneutra em 28 a 32 °C.

Este experimento foi conduzido em ambiente abaixo da zona termoneutra a fim de reproduzir um diferencial de temperatura do animal com o meio ambiente, porém igualmente controlado para os três grupos. Justifica-se, então, o rigor deste estudo em relação com o controle das condições ambientais.

Neste estudo ocorreu diminuição acentuada da temperatura central após a indução e manutenção da anestesia geral nos primeiros 10 minutos do experimento, em todos os grupos. Isto é o fenômeno de redistribuição térmica segundo SESSLER (1991) e KURZ; SESSLER & LENHARDT (1996).

Ocasiona aumento fugaz da temperatura superficial da pele e decréscimo brusco inicial da temperatura central, havendo transferência de calor central do animal para o meio ambiente mais frio. Em nenhum momento foi constatado aumento na temperatura central nos ratos utilizados neste estudo.

A vasodilatação permite que o sangue frio da periferia se misture com o sangue quente e central, diminuindo exponencialmente a temperatura central até que se atinja um estado de equilíbrio térmico com o meio ambiente.

O estado térmico estável ocorre quando a produção de calor se iguala a transferência para o meio ambiente, sendo dito passivo, pois mecanismos de termorregulação não estão envolvidos.

Quando o estresse térmico é muito acentuado, pode haver respostas termorregulatórias ativas (SESSLER et al, 1988; SESSLER, OLOFSSON, RUBINSTEIN, 1988; STOEN, SESSLER, 1990; MATSUKAWA et al, 1992; KURZ

et al, 1995, 1996; BRIOSCHI, 2000). Ocorre vasoconstricção periférica em resposta a exacerbada perda de calor central para o meio ambiente, na tentativa de se minimizar este fenômeno.

Neste estudo, observou-se nos termogramas ao final dos experimentos, diminuição térmica cutânea, especialmente das extremidades (membros e cauda), confirmando o efeito da termorregulação ativa.

Ressalta-se a demonstração pela imagem infravermelha que o fenômeno da distribuição térmica em ratos anestesiados se procede de maneira homogênea na ausência de pneumoperitônio.

BIGLER & MAQUISTON (1951); GOUGH (1960); HARRISON et al (1960); STEPHEN et al (1960); SALZANO (1972), observaram que a interferência da temperatura ambiente é mais acentuada em crianças, pelo fato de possuírem maior superfície corporal em relação ao peso e menor estabilidade dos centros termorreguladores. O rato possui superfície corporal maior em relação ao seu tamanho, facilitando as trocas de calor com o meio ambiente, considerando-se que o fenômeno físico é regido pelos mesmos princípios e independe da espécie.

A transferência de calor pelo pulmão em ratos não entubados foi considerada mínima. Neste estudo GUYTON (1992), descreve que o ar é aquecido rapidamente ao entrar pela cavidade nasal ou oral antes de chegar aos pulmões. HARDY (1981) corroborou que ratos não respondem como os cães com ofego polipnêico (respiração muito rápida com aumento da salivação), que é mecanismo eficaz de perda de temperatura.

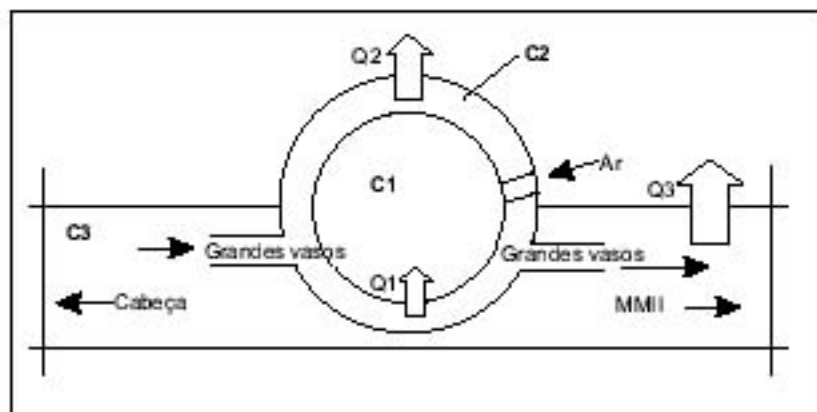
CLARK (1954); COOPER et al (1964); MORRIAS (1971); BICKLER & SESSLER (1990), assentaram que a perda de calor por vapor de água expirado é desprezível mesmo com ventilação mecânica com gases frios e secos, pois se constitui em perda insensível de água (HARDY, 1981).

No grupo com pneumoperitônio, a complacência pulmonar total e a capacidade residual funcional estão reduzidas devido a diminuição da expansibilidade pulmonar, secundária ao aumento da pressão intra-abdominal e deslocamento do diafragma (CRIST & GADACZ, 1993), o que reduz mais ainda a perda térmica pela ventilação pulmonar.

6.3 TRANSFERÊNCIA DE CALOR PELOS EFEITOS DO PNEUMOPERITÔNIO

Do ponto de vista modelamento, a cavidade abdominal submetida a pneumoperitônio pode ser considerada como uma esfera que é insuflada por um fluido (gás), representada em três compartimentos, conforme a figura abaixo.

FIGURA 9 – COMPARTIMENTOS DO PNEUMOPERITÔNIO



O compartimento 1 representa a cavidade entre o peritônio parietal e visceral, que é preenchida por um fluido, neste estudo, ar atmosférico.

O compartimento 2 representa a parede da esfera que é distendida pela insuflação, constituído pelos tecidos adjacentes ao espaço em expansão e que contém vasos sanguíneos que comunicam as porções cranial e caudal.

O compartimento 3 representa o restante do corpo onde ocorre as repercussões hemodinâmicas de redistribuição de fluxo, dividido em 2 regiões distintas: anterior (céfalo-torácica) e posterior (abdômino-caudal).

Estudo realizado por VARGAS, BRIOSCHI e COLMAN (2000) demonstrou interação entre os três compartimentos, gerando três fenômenos: troca de calor entre o fluido e a superfície peritoneal (\mathcal{Q}_1), troca de calor entre a superfície peritoneal e o restante do corpo (\mathcal{Q}_2) e troca de calor entre o fluido e o ar atmosférico (\mathcal{Q}_3).

Admitiu-se, neste modelo, a ausência de vazamento, isto é, que o ar atmosférico insuflado permaneceu em sua totalidade dentro do compartimento

abdominal como verificado pela estilação de soro fisiológico no local da punção e pelo monitoramento contínuo da pressão intra-abdominal.

Conforme BRIOSCHI (2001), a exposição da cavidade abdominal resulta em hipotermia com perda de temperatura central e peritoneal proporcional à superfície peritoneal exposta. A evaporação é o principal fenômeno contribuinte para facilitação de perda de calor para o meio ambiente, devido a elevada entalpia de vaporização, isto é, cada grama de água evaporada corresponde a perda de energia de cerca de 576 calorias ou 2400J.

O ar tem propriedade de ser isolante térmico e, neste estudo, permaneceu em repouso na cavidade abdominal, não havendo, portanto, correntes de convecção forçada que poderiam ter proporcionado perdas de calor por evaporação de vapor d'água da superfície serosa úmida peritoneal, minimizando-se as trocas de calor em Φ_1 .

Em relação a troca de calor nos tecidos adjacentes em expansão, por um gradiente de pressão intra-abdominal, BRIOSCHI demonstrou que o aumento da pressão pelo pneumoperitônio resulta em diminuição da temperatura central e cutânea, proporcional à queda de 1°C ao progressivo aumento de 6,26 mmHg na pressão intra-abdominal, a partir de 15mmHg.

O nível de pressão intra-abdominal foi baseado na classificação de SHEIN e cols. (1995): hipertensão leve de 10 a 20 mmHg, moderada de 20 a 40 mmHg e severa maior que 40mmHg.

O aumento da pressão intra-abdominal comprime externamente os vasos retroperitoneais diminuindo o fluxo sangüíneo e aumentando a resistência ao escoamento através deles. Isto explica os achados mais constantes na literatura que são a diminuição do débito cardíaco (HO; GUNTHER; WOLFE,1992), maior resistência periférica, alterações no fluxo hepático e menor retorno venoso, assim como oligúria devido compressão dos vasos renais e diretamente os rins pelo pneumoperitônio (HARMAN et al,1982; MOREIRA et al, 2002).

Neste estudo, considerou-se como pressão padrão de insuflação de pneumoperitônio, nos grupos , o valor de 15 mmHg. Desta maneira, foi uniformizada

influência do pneumoperitônio no modelamento acima descrito, especialmente no que tange o item \mathcal{Q}_2 .

Os resultados aqui encontrados demonstram que o grupo com pneumoperitônio e anestesiado com isoflurano foi diferente, estatisticamente, dos grupos com pneumoperitônio anestesiados com halotano ou com sevoflurano. Considerando-se a rigorosa padronização das condições ambientais e a uniformidade na realização do pneumoperitônio, conclui-se que as trocas de calor propiciadas, neste modelo, em relação a \mathcal{Q}_1 e \mathcal{Q}_2 foram iguais em todos os grupos. Tal afirmação é corroborada pelos resultados obtidos neste estudo, uma vez que não houve diferença estatística na indução anestésica e manutenção da mesma por de 10 minutos, e nem, durante ao início do experimento com a insuflação do pneumoperitônio.

A compressão venosa, principalmente da cava inferior, poderia ocasionar estase venosa com conseqüente vasodilatação (REIS, 1989; BLOCK et al,1992). Esta, facilitaria as trocas de calor com o meio ambiente, guardando relação direta com o gradiente da temperatura central com a do meio.

Mesmo dotado de características singulares em relação a estabilidade cárdio-respiratória, o isoflurano é considerado um potente agente vasodilatador que promove hipotensão arterial por diminuição da resistência vascular periférica e pelo aumento do território de capacitância (STEVENS, 1971).

Justifica-se os resultados encontrados neste trabalho experimental em que o grupo com pneumoperitônio anestesiado com isoflurano foi o que mais perdeu temperatura, por meio da exposição do calor central do volume controle ocasionada pela vasodilatação intensa (uso de isoflurano) adicionada às alterações provocadas pelo próprio pneumoperitônio (estase e compressão de grandes vasos) em um ambiente mais frio que a temperatura corporal.

Os efeitos do pneumoperitônio puderam ser documentados nos resultados obtidos pelo método de subtração de imagem, em que a redistribuição de calor foi heterogênia, predominado as maiores temperaturas na região anterior; e, a menores, em região posterior e cauda do animal.

6.4 NOVOS HORIZONTES

A presença de hipotermia em pacientes submetidos a operações laparoscópicas é comum, segundo JACOBS et al (2000).

Neste trabalho foi possível validar o modelo de VARGAS e estabelecer correlação entre o agente anestésico utilizado com a diminuição de temperatura.

Sendo a presença e o grau de hipotermia relacionados diretamente ao prognóstico de pacientes graves que serão submetidos a cirurgia; é de fundamental importância a minimização das trocas de calor entre estes e o meio ambiente mais frio.

A partir destes resultados, novas pesquisas poderão delinear rumos quanto às formas de modelamento e validação das variáveis envolvidas na fisiopatologia da hipotermia em situações de cirurgia laparoscópica e uso de anestésicos gerais.

Sendo a superfície cutânea importante meio de transferência de calor, exacerbados por pneumoperitônio em animais sob anestesia geral com isoflurano, em ambiente mais frio que a temperatura central; o aquecimento por fluxo de ar aquecido sob pressão, conhecido como *Bair Hugger*, teria, provavelmente, vantagem de providenciar meio mais rápido e efetivo de prevenção e tratamento do resfriamento da temperatura central.

Trabalhos futuros relacionando o consumo de oxigênio tecidual com umidade, temperaturas controladas e medidas de emissão infra-vermelha com câmeras computadorizadas de termografia poderão ser promissores meios de estudo da fisiopatologia e do controle da hipotermia em laparoscopia.

Estas pesquisas poderão criar mecanismos acessórios para predição das respostas térmicas em pacientes, sobretudo aqueles com graves comorbidades, tornando-se ferramenta útil aos cirurgiões e anesthesiologistas, evitando-se, desta maneira, complicações desnecessárias.

7 CONCLUSÃO

O presente estudo permitiu concluir que:

- 1- Não houve diferença na taxa de transferência de calor em ratos sem pneumoperitônio durante a indução e manutenção da anestesia geral com halotano, isoflurano e sevoflurano.
- 2- Houve diferença na taxa de transferência de calor em ratos com pneumoperitônio de 15mmHg, sendo o grupo anestesiado com isoflurano foi o que apresentou maior valor em relação aos grupos anestesiados com halotano e sevoflurano.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, A. K. Use of infrared thermographic calorimetry to determine energy expenditure in preterm infants. **Am. J. Clin. Nutr.**, Bethesda, v. 71, p. 969-977, 2000.
- ANBAR, M. Quantitative dynamic telethermometry in **medical diagnosis and management**, Boca Raton: CRC Press, 1994.
- ANDRADE, P. S. C. O. **Laparotomia e algumas indicações**. Salvador, 1907. Tese (Doutorado em Ciências Médicas – Cirúrgicas) – Faculdade de Medicina da Bahia.
- ASCHOFF, J. Temperaturregulation. In: GAUER, O.H.; KRAMER, K.; JUNG, R. **Physiologie des menschen**. Munich: Urban & Schwarzenberg, 1971. v. 2, p. 43-116.
- ASTRAND, P. O.; RODAHL, K. **Textbook of work physiology**. New York: McGraw-Hill, 1970.
- BACKLUND, M. et al. Effect of temperature of insufflated CO₂ during and after prolonged laparoscopic surgery. **Surg. Endosc.**, New York, v.12, n.9, p.1126-1130, 1998.
- BARNES, G. E. ET AL. Cardiovascular responses to elevation of intra-abdominal hydrostatic pressure. **Am. J. Physiol.**, Bethesda, v.248, p.209-213, 1985.
- BECKER, D. P. Ein neues Konzept der Ernährungswissenschaft: Termogenese. **Bild der Wissenschaft**, v. 12, p. 60-65, 1980.
- BEJAN, A. **Advanced engineering thermodynamics**. 2 ed. New York: John Wiley, 1997.
- BERBER, E. et al. Intraoperative thermal regulation in patients undergoing laparoscopic vs open surgical procedures. **Surg. Endosc.**, New York, v.15, n.3, p.281-285, 2001.
- BESSEL, J. R. et al. Hypothermia induced by laparoscopic insufflation. A randomized study in a pig model. **Surg. Endosc.**, New York, v.9, n.7, p.791-796, 1995.
- BESSEL, J. R. et al. Humidified gas prevents hypothermia induced by laparoscopic insufflation: a randomized controlled study in a pig model. **Surg. Endosc.**, New York, v.13, n.2, p.99-100, 1999.

BICKLER, P.; SESSLER, D. I. Efficiency of airway heat and exchanges in anesthetized humans. **Anesth. Analg.**, Baltimore, v. 71, p. 415-418, 1990.

BIEGNER, A.R. et al. Quantification of insensible water loss associated with insufflation of nonhumidified CO₂ in patients undergoing laparoscopic surgery. **J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech.**, Larchmont, v.9, n.4, p.325-329, 1999.

BIGLER, J. A.; MAQUISTON, W. O. Body temperature during anesthesia in infants and children. **JAMA**, Chicago, v. 146, p. 551-556, 1951.

BOCK, M. et al. Effects of preinduction and intraoperative warming during major laparotomy. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 80, p. 159-163, 1998.

BOYAN, C. P.; HAWLAND, W. S. Blood temperature a critical factor in massive transfusion. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 22, p. 559-562, 1961.

BOZZINI, P. Lichtleiter, eine erfingung zur anschaung innerer theile und krankheiten nebst abbildung. **J. Prakt. Arzneikunde.**, Ulm, v.24, p.107-113, 1806.

BRANDON BRAVO, L. J. C. Thermodynamic modelling of hypothermia. **Eur. J. Emerg. Med.**, London, v. 6, n.2, p. 123-127, 1999.

BRIOSCHI, M. L. et al. Heat loss by abdominal cavity exposition in rats. **Thermology International**, Vien, v. 10, n.3, p. 159, 2000.

BRIOSCHI, M. L. **Determinação da perda de calor em ratos laparotomizados por aferição da temperatura central e termografia infravermelha computadorizada.** Dissertação (Mestrado em Princípios de Cirurgia). IPEM, Curitiba, 2001.

BRIOSCHI, M. L. **Determinação da perda de calor em ratos submetidos a pneumoperitônio por aferição térmica central e imagem infravermelha.** Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica). UFPr, Curitiba, 2003.

BRUCK, K. Thermoregulation: control mechanisms and neural process. In: SINCLAIR, I. C. (Ed). **Temperature regulation and energy metabolism in the newborn.** New York: Grune & Stratton, 1978, p. 157-185.

BURCH, J. M.; DENTON, J. R.; NOBLE, R. D. Physiologic rationale for abbreviated laparotomy. **Surg. Clin. Northon Am.**, Philadelphia, v. 77, n.4, p. 779-782, 1997.

BURKE, K. **The tympanic membrane thermometer in paediatrics:** a review of the literature. **Accid. Emerg. Nurs.** V. 4, n.4, p. 190-193, 1996.

BUSH, H. E. et al. Hypothermia during elective abdominal aortic aneurysm repair: The high price of avoidable morbidity. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v. 21, n.3, p. 392-400, 1995.

CAGNACCI, A. et al. Effect of naloxone on body temperature in postmenopausal women with Parkinson's disease. **Life Sci.** Oxford, v. 46, p. 1241-1247, 1990.

CASTILLO, V. et al. Body temperature variations during laparoscopic cholecystectomies. **Rev. Esp. Anesthesiol. Reanim.**, Barcelona, v.44, n.1, p.41, 1997.

CATTEL, R. B.; BRAASCH, J. W. A technique of the exposure of the third and fourth portions of the duodenum. **Surg. Gynecol. Obste.**; Chicago, v. 111, p. 378-379, 1960.

CHEN, M. H. et al. Laparoscopic- assisted abdominal aortic aneurysm repair. **Surg. Endosc.**, New York, v.9, n.8, p.905-907, 1995.

CLARK, R. E. et al. Body temperature: studies in anesthetized man. **JAMA**, Chicago, v. 154, p. 311-319, 1954.

CLARK, R. P.; MULLAN, B. J.; PUGH, L. G. C. E. Skin temperature during running. A study using infrared colour thermography. **J. Physiol.**, Cambridge, v. 267, p. 53-62, 1977.

COBEA. **Lei n.º 6.638, de 08 de Maio de 1979.** Disponível em <http://www.meusite.com.br/COBEA/etica.htm>. Acesso em 20 de maio 1999.

COLINS, J. et al. Computation of mean temperature from rectal and mean skin temperature. **J. Appl. Physiol.**, Bethesda, v. 31, p. 484-489, 1971.

COLMAN, D. et al. Análise de redistribuição do calor com agentes inalatórios, em ratos submetidos a laparotomia e pneumoperitônio, através da termografia infravermelha. **Rev. Bras. Anesthesiol.**, Rio de Janeiro, v.52, n.3, p. 307-315, 2002.

COOPER, K. E. et al. Accidental hypothermia. **Int. Anesth. Clin.**, Boston, v. 2, p. 999, 1964.

CRIST, D.W.; GADACZ, T.R. Complications of laparoscopic surgery. **Surg. Clin. North. Am.**, Philadelphia, v.73, p.265-289, 1993.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F.; MCCONNEL, K. G. **Instrumentation for engineering measurements**. 2nd. Ed. New York: John Wiley, 1992.

DAVIS, S. G. On the effects of narcosis upon the body temperature. **Bull. Johns Hopkins Hosp.**, Baltimore, v. 20, p. 118, 1909.

DEAKIN, C. D. Changes in core temperature comportsment size on induction of general anaesthesia. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 81, p. 861-864, 1998.

DESBOROUGH, J. P. Body temperature control and anaesthesia. **Br. J. Hop. Med.**, London, v. 57, n.9, p. 440-442, 1997.

DORR, P. et al. Prevention of postoperative adhesions by tissue type plasminogen activator (t-PA) in the rabbit. **Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.**, Limerick, v. 37, n. 3, p. 287-291, 1990.

DRIPPS, R. D. Evaluation of the response to anesthetics: the signs and stages. In: **Introduction to anaesthesia: the principle of safe practice**. 5. Ed. Philadelphia: W. B. Sanders, 1977. p. 233.

DUBOIS, D.; DUBOIS, E. F. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. **Arch. Intern. Med.**, Chicago, v. 17, p. 863-871, 1916.

DYPE, J. A.; LUNN, H. F. Heat loss during thoracotomy. **Thorax**, London, v.25, p. 355-358, 1970.

EKBLOM, B. et al. Temperature regulation during exercise dehydration in man. **Acta Physiol. Scand.**, Oxford, v.79, p. 475-483, 1970.

ENGLISH, M. J. et al. Heat loss in an animal experimental model. **J. Trauma**, v.31 n.1, p. 36-38, 1991.

FELICIANO, D. V.; MATTOX, K. L.; JORDAN, G. L. Intra abdominal packing for control of hepatic hemorrhage: a reappraisal. **J. Trauma**, Baltimore, v.21, p.285-290, 1981.

FIGUEREDO, E.; CANOSA, L. Can hipothermia be evidenced during laparoscopic cholecystectomy? **Surg. Laparosc. Endosc.**, New York, v.7, n.5, p.378-383, 1997.

FINSTERER, U.; LUHR, H. G.; GOTZ, E. Elektrolytbalancen bei grossen bauchchirurgischen Eingriffen. I. Neutroleptanalgesie und Variationen des Infusionsschemas **Anaesthesist**, Berlin, v. 25, n. 12, p. 563-571, 1976.

FINSTERER, U.; WEBER, W.; LUHR, H. G. Elektrolytbilanzen bei grossen bauchchirurgischen Eingriffen III. Zur Frage der Perspiratio insensibilis aus dem Peritoneum. **Anaesthesist**, Berlin, v. 29, n. 2, p. 59-70, 1980.

FINSTERER, U.; FISCHER, E.; KAPSER, S. Elektrolytbilanzen bei grossen bauchchirurgischen Eingriffen IV. Wasserdiurese unter Narkose und Operation. **Anaesthesist**, Berlin, v. 30, n. 1, p. 11-17, 1981.

FRANK, S. M. et al. Unintentional hypothermia is associated with postoperative myocardial ischemia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 78, p. 468-476, 1993.

FRANK, S. M. et al. The catecholamine, cortisol, and hemodynamic responses to mild perioperative hypothermia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 82, p. 83-89, 1995.

FUJIMOTO, T. et al. Laparoscopic surgery in newborn infants. **Surg. Endosc.**, New York, v.13, n.8, p.773-777, 1999.

GAGGE, A. P.; NISHI, Y. Heat exchange between human skin surface and thermal environment. In: LEE, D. (Ed). **Handbook of physiology**: reactions to environmental agents. Bethesda: American Physiological Society, 1977. P. 69-92.

GARLOCK, J. H. Combined abdominothoracic approach for carcinoma of cardia and lower esophagus. **Surg. Gynecol. Obstet.**, Chicago, v. 83, p. 737-741, 1946.

GENTILELLO, L. M. Advances in the management of hypothermia. **Surg. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 75, p. 243-256, 1995.

GOLDBERG, M. J.; ROE, C. F. Temperature changes during anesthesia and operations. **Arch. Surg.**, Chicago, v. 93, p. 365-369, 1966.

GOLDBERG, M.J.; MAURER, W.G. A randomized comparison of gasless laparoscopy and CO₂ pneumoperitoneum. **Obstet. Gynecol.**, New York, v.90, n.3, p.416-420, 1997.

GOLDBERG, E. P.; SHEETS, J. W.; HABAL, M. B. Peritoneal adhesions: prevention with the use of hydrophilic polymer coatings. **Arch. Surg.**, Chicago, v. 115, n. 6, p. 776-780, 1980.

COUGH, M. H. Temperature changes during neonatal surgery. **Arch. Dis. Child.**, London, v. 35, p. 66-69, 1960.

GRAY, R.I. et al. Severe local hypothermia from laparoscopic gas evaporative jet cooling: a mechanism to explain clinical observations. **JSLs**, Miami, v.3, n.3, p.171-177, 1999.

GREENE, F. L. Pneumoperitoneum in the cancer patient: advantages and pitfalls. **Semin. Surg. Oncol.**, New York, v.15, n.3, p.151-154, 1998.

GREGORY, J. S. et al. Incidence and timing of hypothermia in trauma patients undergoing operations. **J. Trauma**, Baltimore, v. 31, p. 795-800, 1991.

GROßKLAUS, R.; BERGMANN, K. E. Physiology and regulation of body temperature. In: ENGEL, J. M.; RING, E. F. J. (Ed). **Thermological methods**. Weinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p. 11-20.

GUNNING, J. **Gynecological laparoscopy**. Symposium specialists, p.57-66, 1974.

GUYTON, A. C. Energetics, metabolic rate, and regulation of body temperature. In: _____. **Human physiology and mechanism of disease**. 5. Ed. New York: Sauders, 1992. P. 946-961.

HAHN, K.H et al. Problems of laparoscopy using captoperitoneum: controlled ventilation, circulation, blood gas and body temperature. **Tierarztl. Prax**, Stuttgart, v.25, n.3, p.192-197, 1997.

HALL, G. M. Body temperature and anesthesia. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 50, p. 39-44, 1978.

HAMBLEN, R. A.; STEPHEN, C. R. Body temperature variations during anesthesia. **Clin. Anaesth.**, v. 3, p. 190-195, 1968.

HAMMEL, H. T. Thermal properties of fur. **Am. J. Physiol.**, Bethesda, v. 182, p. 369-376, 1995.

HARDY, J. D. The radiation of heat from the human body. I. An instrumet for measuring the radiation and surface temperature of the skin. **J. Clin. Invest.**, New York, v. 13, p. 593-604, 1934.

HARDY, R. N. **Temperatura e vida animal**. São Paulo: EPU, Ed. da Universidade de São Paulo, 1981.

HARMAN, P. K. et al. Elevated intra-addominal pressure and renal function. **Ann. Surg.**, Philadelphia, v.196, n.5, p.594-597, 1982.

HARRISON, G. G. et al. Temperature changes in children during general anesthesia. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 32, p. 60-64, 1960.

HART, J. S. Calorimetric determination of average body temperature of small mammals and its variation with environmental conditions. **Can. J. Zool.**, Ottawa, v. 29, p. 224-233, 1951.

HASSENSTEIN, B. **Biologische kibernetik**. Heidelberg: Quelle & Meyer, 1973.

HECKER, B. R.; LAKE C. L.; DIFAZIO, C. A. The decrease of the minimum alveolar anesthetic concentration produced by sufentanil in rats. **Anesth. Analg.**, Baltimore, v. 62, p. 987-990, 1983.

HO, H. S.; GUNTHER, R. A.; WOLFE, B. M. Intraperitoneal carbon dioxide insufflation pressure and cardiopulmonary functions. Laparoscopic cholecystectomy in pigs. **Arch. Surg.**, Chicago, v.127, n.8, p.928-932, 1992.

HANNEBERG, S. et al. Effects of a thermal ceiling on postoperative hypothermia. **Acta Anaesthesiol. Scand.**, Oxford, v. 29, p. 602-606, 1985.

HOLDCROFT, A.; HALL, G. M. Heat loss during anesthesia. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 50, p. 157-164, 1978.

HOLDCROFT, A.; HALL, G. M.; COOPER, G. M. Redistribution of heat during anaesthesia. **Anaesthesia**, London, v. 43, p. 758-764, 1979.

IMRIE, M. H.; HALL, G. M. Body temperature and anaesthesia. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 64, p. 346-354, 1990.

JOACHIMSSON, P. O. et al. Prevention of intraoperative hypothermia during abdominal surgery. **Acta Anaesthesiol. Scand.**, Oxford, v. 31, n.4, p. 330-337, 1987.

JACOBS, V.R. et al. Measurement of CO₂ hypothermia during laparoscopy and pelviscopy: how cold it gets and how to prevent it. **J. Am. Assoc. Gynecol. Laparosc.**, Santa Fe Springs, v.6,n.3,p.289-295,1999.

JURKOVICH, G. J. et al. Hypothermia in trauma victims: an ominous predictor of survivor. **J. Trauma**, Baltimore, v. 27, p. 1019-1024, 1987.

JUST B. et al. A Oxygen uptake during recovery following naloxone. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 76, p. 60-64, 1992.

KELLING, G. Ueber die besichtigung der speiseröhre und des margens mit biegsamen instrumenten. **Verh. Ges. Dtsch. Naturforsch. Ärzte**, Wiesbaden, v.2, n.2, p.117-119, 1901.

KELLING, G. Ueber oesophagoskopie, gastrokopie und kölioskopie. **Münch. Med. Wochenschr.**, Munich, v.49, p.21-24, 1902.

KELLING, G. Bemerkungen zu dem artikel von Jacobeus: Ueber die möglichkeit, die zystoskopie bei untersuchungen seröser höhlungen anzuwenden. **Münch. Med. Wochenschr.**, Munich, v.57, p.2358, 1910.

KASUK, J. L. et al. Major abdominal vascular trauma: a unified approach. **J. Trauma**, Baltimore, v. 22, p. 672-679, 1982.

KIM, J. H.; SIMON, T. W. Journal of heat transfer policy on reporting uncertainties in experimental measurements and results. **J. Heat Transfer** v. 115, p. 5-6, 1993.

KIRSCH, K. A. Physiology of skin surface temperature. In: ENGEL, J. M.; RING, E. F. J. (Ed.). **Thermological methods**. Wwinheim: Verlagsgesellschaft, 1985. p. 1-9.

KLEIBER, M. **The fire of life**. Hutington: Krieger, 1975.

KLINE, S. J.; STEELE, W. G. **Experimentation and uncertainty analysis for engineers**. New York: John Wiley, 1953.

KOIVUSALO, A.M. et al. A comparison of gasless mechanical and conventional carbon dioxide pneumoperitoneum methods for laparoscopic cholecystectomy. **Anesth. Analg.**, Baltimore, v.86, n.1, p.153-158,1998.

KORELL, A.M. et al. Pain intensity following laparoscopy. **Surg. Laparosc. Endosc.**, New York, v.6, n.5, p.375-379,1996.

KRISTENSEN, G.; GULDAGER, H.; GRAVESEN, H. Prevention of perioperative hypothermia in abdominal surgery. **Acta Anaesthesiol. Scand.**, Oxford, v. 30, n. 4, p. 314-316, 1986.

KULKARNI, P.; WEBSTER, J.; CARLI, F. Body heat transfer during hip surgery using active core warming. **Can. J. Anaesth.**, Toronto, v. 42, n. 7, p. 571-576, 1995.

KURZ A. et al. Thermoregulatory vasoconstriction impairs active core cooling. **Anesthesiology**, Philadelphia,. V. 82, n.4, p. 870-876,1995.

KURZ, A. et al. Thermoregulatory vasoconstriction and perianesthetic heat transfer. **Anesthesiology**, Phyladelphia, 1996.

KURZ, A., SESSLER, D. I.; LENHARDT, R. Perioperative normothermia to reduce the incidence of surgical-wound infection and shorten hospitalization. **N. Engl. J. Med.**, Boston, v. 334, p. 1209-1215, 1996.

LAHEY, F. H. A method for segregation to the entire small intestine. **Surg. Gynecol. Obstet.**, Chicago, v. p. 503-504, 1953.

LAMKE, L. O.; NILSSON, G. E.; REITHER, H. L. Water loss by evaporation from the abdominal cavity during surgery. **Acta Chir. Scand.**, Oxford, v. 143, n.5, p. 279-284, 1997.

LIN CS, et al. The thermoregulatory threshold during surgery with propofol nitrous oxide anaesthesia. **Acta Anaesthesiol Sin.** Taipei, v. 33, m.1, p. 15-20, 1995.

LINKO, K.; HONKAVAARA, P.; NIEMINEN, M. T. Heated humidification in major abdominal surgery. **Eur. J. Anaesthesiol.**, Oxford, v. 1, n.3, p.285-291, 1984.

LITTLE, R. A. Heat production after injury. **Br. Med. Bull.**, London, v. 41, p. 26-231, 1985.

LONG, D. M. Harvey Cushing at John Hopkins Hospital. **Neurosurgery**, Baltimore, v. 45, n.5, p. 983-989, 1999.

LUCK, A.J. et al. Core temperature changes during open and laparoscopic colorectal surgery. **Surg. Endosc.**, New York, v.13, n.5,p.480-483, 1999.

LUNA, G. K. et al. Incidence and effect of hypothermia in seriously injured patients. **J. Trauma**, Baltimore, v. 27, p. 1014-1018, 1987.

MÄKINEN, M. T. Comparison of body temperature changes during laparoscopic and open cholecistectomy. **Acta Anaesthesiol. Scand.**, Oxford, v. 41, n.6, p. 736-740, 1997.

MANSVELT, B. et al. Utilization of gas heater humidifier in the course of celioscopes. **Acta Chir. Belg., Bruxelles**, v.95, n.2, p.100-102, 1995.

MALONE, R. A.; MCLEAVEY, C. A.; ARENS, J. F. Plasma osmotic changes during major abdominal surgery. **South. Med. J.**, Birmingham, v. 70, n.12, p. 1442-1443, 1977.

MARTIN, C. J. The respiratory exchange of animals and man. **Lancet**, London, v. 2, p. 561, 1930.

MATSUKAWA T. et al. Effect of halothane on the peripheral cutaneous vasoconstriction and shivering induced by internal body cooling in rabbits. **Masui**, Tokyo, v. 41, n. 2, p. 245-250, 1992.

MATSUKAWA, T. et al. Heat flow and distribution of general anesthesia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 82, n.3, p. 662-673, 1995.

MEADE, R. H. **An introduction to the history of general surgery**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1968.

MICHELSON, A. D. et al. Reversible inhibition of human platelet activation by hypothermia in vivo and in vitro. **Thromb. Haemost.**, London, v. 71, p. 33-40, 1994.

MODLIN, I. M. Surgical triumvirate of Theodor Kocher, Harvey Cushing, and William Halsted. **World J. Surg.**, New York, v. 22, n.1, p. 103-113, 1998.

MOLLITT, D. L. et al. A critical assessment of fluid requirements in gastroschisis. **J. Pediatr. Surg.**, New York, v. 13, n.3, p. 217-219, 1978.

MONAGLE, J.; BRADFIELD, S.; NOTTLE, P. Carbon dioxide, temperature and laparoscopic cholecystectomy. **Aust. N. Z. J. Surg.**, Victoria, v.63, n.3, p.186-189, 1993.

MOORE, S.S. et al. The role of irrigation in the development of hypothermia during laparoscopic surgery. **AM. J. OBSTET. Gynecol.**, St. Louis, v.176, n.3, p.598-602, 1997.

MOREIRA, M.B. et al. A função renal de ratos espontaneamente hipertensos submetidos ao pneumoperitônio. **Acta Cir. Bras.**, São Paulo, v.17, n.3, 2002.

MORENO, S. P.; QUEZADA, M. E. Gastroqu Coast: manejo anestésico. **Rev. Hosp. Niño Panamá**, v. 11, n.2, p. 82-85, 1992.

MORLEY, W. H. The effect of anaesthesia upon the body temperature. **Am. J. Obstet. Gynecol.**, St. Louis, v. 3, p. 300-303, 1903.

MORLEY-FORSTER, P. K. Unintentional hypothermia in the operating room. **Can. J. Anaesth.**, Toronto, v. 33, p. 515-528, 1986.

MORRIS, R. H. Operating room temperature and the anesthetized paralyzed patient. **Arch. Surg.**, Chicago, v. 102, p. 95-98, 1971a.

MORRIS, R. H. Influence of ambient temperature on patient temperature during intra-abdominal surgery. **Ann. Surg.** Philadelphia, v. 173, n.2, p. 230-233, 1971b.

MORRIS, R. H.; WILKEY, B. R. Influence of ambient temperature on patient temperature during surgery not involving body cavities. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 32, n.2, p. 102-107, 1970.

MOUTON, W. G. et al. A randomized controlled trial assessing the benefit of humidified insufflation gas during laparoscopic surgery. **Surg. Endosc.**, New York, v.13, n.2, p.106-108, 1999.

NELSKYLA, K. et al. Warming of insufflation gas during laparoscopic hysterectomy: effect on body temperature and the autonomic nervous system. **Acta Anaesthesiol. Scand.**, Copenhagen, v.13, n.10, p. 974-978, 1999.

NEWMAN, B. J. Control of accidental hypothermia. **Anesthesia**, London, v. 26, p. 177-187, 1971.

NICOLLETTI, R. L. et al. Estudo da temperatura retal de pacientes anestesiados em sala refrigerada. **R. Bras. Anesthesiol.**, Rio de Janeiro, v. 13, p. 119, 1963.

NOLPH, K. D. **Peritoneal dialysis**. 3 ed. Norwell: Kluwer Academic, 1989.

OTAMIRI, T.; SJÖDAHL, R.; TAGESSON, C. Na experimental model for studying reversible intestinal ischemia. **Acta Chir. Scand.**, Oxford, v. 153, p. 51-56, 1987.

OTT, D. E. Laparoscopic hypothermia. **J. Laparoendosc. Surg.** v.1, p.127-131, 1991a.

OTT, D. E. Correction of laparoscopic insufflation hypothermia. **J. Laparoendosc. Surg.**, Larchmont, v.1, n.4, p.183-186, 1991b.

OTT, D.E. Reduction of laparoscopic-induced hypothermia, postoperative pain and recovery room length of stay by pre-conditioning gas with the insuflow device: a prospective randomized controlled multi-center study. **JSLS**, Miami, v.2, n.4, p.321-329, 1998.

OTTO, H. et al. Ein tragbarer digitaler Meßwertspeicher mit hoher Auflösung für Körpertemperaturen. **Biomed. Tech.**, Berlin, v. 26, p. 9-12, 1980.

PAGEL, P.S.; KAMPINE, J.P.; SCHMELING, W.T. et al. Comparision of the sistemic and coronary hemodinamic actions of desflurane, isoflurane, halothane and enflurane in the chronically instrumented dog. **Anesthesiology**, v.74, p. 539-551, 1991.

PLATTNER, O. et al. Postanesthetic vasoconstriction slows peripheral-to-core transfer of cutaneous heat, thereby isolating the core thermal compartment. **Anesth. Analg.**, baltimore, v. 85, p. 899-906, 1997.

PUTTICK, M.I. et al. Comparison of immunologic and physiologic effects of CO₂ pneumoperitoneum at room and body temperatures. **Surg. Endosc.**, New York, v.13, n.6, p.572-575, 1999.

RALLEY, F. et al. The effects of shivering on oxygen consumption and carbon dioxide production in patients rewarming from hypothermic cardiopulmonary bypass. **Can. J. Anaesth.**, Toronto, v. 35, p. 332-337, 1988.

REED, R. L. et al. The disparaty between hypothermic coagulopathy and clotting studies. **J. Trauma**, Baltimore, v. 33, p. 465-470, 1992.

REIS JÚNIOR, A. Temperatura esofagiana e garroteamento de membro inferior. **Rev. Bras. Anesthesiol.**, Rio de Janeiro, v.39, n.1, p.31-34, 1989.

RICHARDSON, J. D.; TRINKLE, J. K. Hemodynamic and respiratory alterations with increased intra-abdominal pressure. **J. Surg. Res.**, San Diego, v.20, p.401-404, 1976.

ROE, C. F. et al. The influence of body temperature on early postoperative oxygen consumption. **Surgery**, St. Louis, v. 60, p. 85-92, 1966.

ROE, C. F. Effect of bowel exposure on body temperature during surgical operations. **Am. J. Surg.**, Belle Mead, v. 122, n.1, p. 13-15, 1971.

ROS, S. P. Evaluation of a tympanic membrane thermometer in an outpatient clinical setting. **Ann. Emerg. Med.**, Irving. v. 18, n. 9, p. 1004-1006, 1989.

ROSE, D. K.; COHEN, M.M.; SOUTTER, D. I. Laparoscopic cholecystectomy: the anaesthetist's point of view. **Can J. Anaesth.**, Toronto, v.39,n.8,p.809-815, 1992.

ROTONDO, M. F.; ZONIES, D. H. The damage control sequence and underlying logic. **Surg. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 77, n. 4, p. 761-777, 1997.

ROWE, M. I.; TAYLOR, M.; SHEEHAN, K. Prevention of water and heat losses from the exposed intestine. **J. Pediatr. Surg.**, New York, v. 17, n. 5, p. 608-610, 1982.

RUMMEL, M. C.; KERSTEIN, M. D.; PALACIOS, M. G. Trauma vascular abdominal. In: RODRIGUEZ, A.; FERRADA, R. Trauma. Bogota: Sociedad Panamericana de **Trauma**, 1997, p. 411-426.

RYAN, G. B.; GROBERTY, J.; MAJNO, G. Mesothelial injury and recovery. *Am. J. Pathol.*, Bethesda, v. 71, n. 1, p. 93-112, 1973.

SAAD, S. et al. The clinical impact of warmed insufflation carbon dioxide gas for laparoscopic cholecystectomy. **Surg. Endosc.**, New York, v.14, n.9, p.787-790, 2000.

SALZANO, S. D. T. **Estudo da variação de temperatura corpórea no paciente anestésico cirúrgico**. São Paulo, 1972. Tese (Mestrado) – Universidade de São Paulo.

SCHEIN, M. et al. The abdominal compartment syndrome: the physiological and clinical consequences of elevated intra-abdominal pressure. **J. Am. Coll. Surg.**, New York, v.180, n.6, p.745-753,1995.

SCHMIDT – NIELSEN, K. **Fisiologia animal**: adaptação e meio ambiente. 5. Ed. São Paulo: Livraria Santos, 1996.

SCHMIED, H. et al. Mild Hypothermia increases blood loss and transfusion requirements during total hip arthroplasty. **Lancet**, London, v. 347, n. 8997, p. 289-292, 1996.

SCOTT, C. C. Laminar linear flow system of ventilation – its application to Medicine and Surgery. *Lancet*, London, v. 1, p. 989-992, 1970.

SEITZINGER, M. R.; DUDGEON, L. S. Decreasing the degree of hypothermia during prolonged laparoscopic procedures. **J. Reprod. Med.**, Chicago, v. 38, p. 511-513, 1993.

SEMM, K. **Atlas of gynecologic laparoscopy and hysteroscopy**. In: BARROW, L.S. Philadelphia: WB Sanders, 1977.

SEMM, K. et al. Pain reduction after pelvi/laparoscopic interventions by insufflation of CO₂ gas at body temperature (Flow-Therme). **Geburtshilfe Frauenheilkd**, Stuttgart, v.54, n.5, p.300-3304, 1994.

SESSLER D. I., et al. The thermoregulatory threshold in humans during halothane anesthesia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 68, n. 6, p. 836-842, 1988.

SESSLER D. I., OLOFSSON C. I., RUBINSTEIN E. H. The thermoregulatory threshold in humans during nitrous oxide-fentanyl anesthesia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 69, n. 3, p. 357-364, 1988.

SESSLER, D. Central thermoregulatory inhibition by general anesthesia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 75, p. 557-559, 1991.

SESSLER, D.I., Perianesthetic thermoregulation and heat balance in humans. **FASEB J.**, Bethesda, v.7, p.638-644, 1993.

SESSLER, D. I et al. Heat loss during surgical skin preparation. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 78, p. 1055-1054, 1993.

SESSLER, D. I. Consequences and treatment of perioperative hypothermia. **Anesthesiol. Clin. North. Am.**, Philadelphia, v. 12, p. 425-456, 1994.

SESSLER, D. I.; SESSLER, A. M. Experimental determination of heat flow parameters during induction of general anesthesia. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 89, n. 3, p. 657-665, 1998.

SHANKS, C. A. Mean skin temperature during anaesthesia: an assessment of formulae in the supine surgical patient. **Br. J. Anaesth.**, London, v. 47, p. 871-875, 1975.

SHEFFIELD, C. W.; SESSLER, D. I.; HUNT, T. K. Mild hypothermia during isoflurane anesthesia decreases resistance to *E. coli* dermal infection in guinea pigs. **Acta Anesthesiol. Scand.**, Copenhagen, v. 38, n. 3, p. 201-205, 1994.

SHURAN, M.; NELSON, R. A. Quantification of energy expenditure by infrared thermography. **Am. J. Clin. Nutr.**, Bethesda, v. 53, p. 1361-1367, 1991.

SILVA, A. C. Metabolismo energético. In: VILELA, G. G.; BACILA, M.; TASTALDI, H. (Ed.). **Bioquímica**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1961, p. 719-747.

SLOTMAN, G.; JED, E.; BURCHARD, K. Adverse effects of hypothermia in postoperative patients. **Am. J. Surg.**, Belle Mead, v. 149, p. 495-501, 1985.

SOLSONA, F.; MARTINEZ COMIN, L.; MARTINEX-COMIN, M. P. The history of thermography. **Acta Thermographica**, Napoli, v. 3, n. ½, p. 83-88, 1978.

SPECTOR, W. S. **Handbook of biological data**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1956. P. 175.

STEPHEN, C. R. et al. Body temperature regulation during anesthesia during infants childrens. **JAMA**, Chicago, v. 174-185, p. 1579, 1960.

STEVENS, W.C.; CROMWEL, T.H., HALSY, M.J. et al. Cardiovascular effects of a new inhalation anesthetic, forane, in humans. **Anesthesiology**, v.35, p.6-16, 1971.

STEWART, B. T. et al. Hypothermia in open and laparoscopic colorectal surgery. **Dis. Colon Rectum**, Baltimore, v.42, n.10, p.1292-1295, 1999.

STOEN R, SESSLER DI. The thermoregulatory threshold is inversely proportional to isoflurane concentration. **Anesthesiology**, Philadelphia, v. 72, n. 5, p. 822-827, 1990.

TEXLER, M.L.; KING, G.; HEWETT, P.J. Tumour cell movement during heating and humidification of insufflating CO₂: an in vitro model. **Aust. N. Z. J. Surg.**, Victorisa, v.68, n.10, p.740-742, 1998.

TORRES H.O.; NUNES C.E.C.; ARAÚJO NETO J.P. Anestesia em vídeo-laparoscopia. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, Rio de Janeiro, vol. 45, n.1, p.21-32,1995.

TØLLØFSRUD, S. G.; GUNDERSEN, Y.; ANDERSEN, R. Peroperative hypothermia. **Acta anaesthesiol. Scand.**, Oxford, v. 28, n. 5, p. 511-515, 1984.

VARGAS, J. V. C.; GAVIDIA-CEBALLOS, L Temperature distribution in expiratory speaking flow, and early detection of vocal fold pathology. **J. Med. Eng. Technol.**, London, v. 21, p. 190-198, 1997.

VARGAS, J.V.C.; BRIOSCHI, M.L.; COLMAN, D. A thermodynamic model to predict hypothermia that results from pneumoperitoneum procedures. **Anais do 8th Brazilian Congress of Thermal Engennering and Sciences (ENCIT 2000)**, Porto Alegre, 2000.

WANGESTEEN, O. H. Reminiscences of a superannuated professor. **Minn. Med.**, St. Paul, v. 60, n. 1, p. 54-63, 1977.

WARNER, W. A.; HAMILTON, W. M. D. Inadvertent hypothermia with metabolic acidosis and circulatory depression. **JAMA**, Chicago, v. 199, n. 6, p. 411-412, 1967.

WEAST, R. C. Handbook of chemistry and physics, 50th ed. Cleveland: Chemical Rubber, 1969.

YETMAN, R. J. et al. Comparison of temperature measurements by an aural infrared thermometer with measurements by traditional rectal and axillary techniques. **J. Pediatr.**, St. Louis, v. 122, n. 5, pt. 1, 769-773, 1993.

ZAHORSKA-MARKIEWICZ, B. Thermic effect of food and exercise in obesity. **Eur. J. Appl. Physiol.**, Berlin, v. 44, p. 231-235, 1980.